

Royaume du Maroc
Ministère de l'Enseignement Supérieur,
de la Recherche Scientifique et de la Formation des Cadres

Intitulé de la filière dont fait partie ce module : Techniques de Santé

ISPITS D'AGADIR

RADIOLOGIE VASCULAIRE INTERVENTIONNELLE ET ULTRASONORE

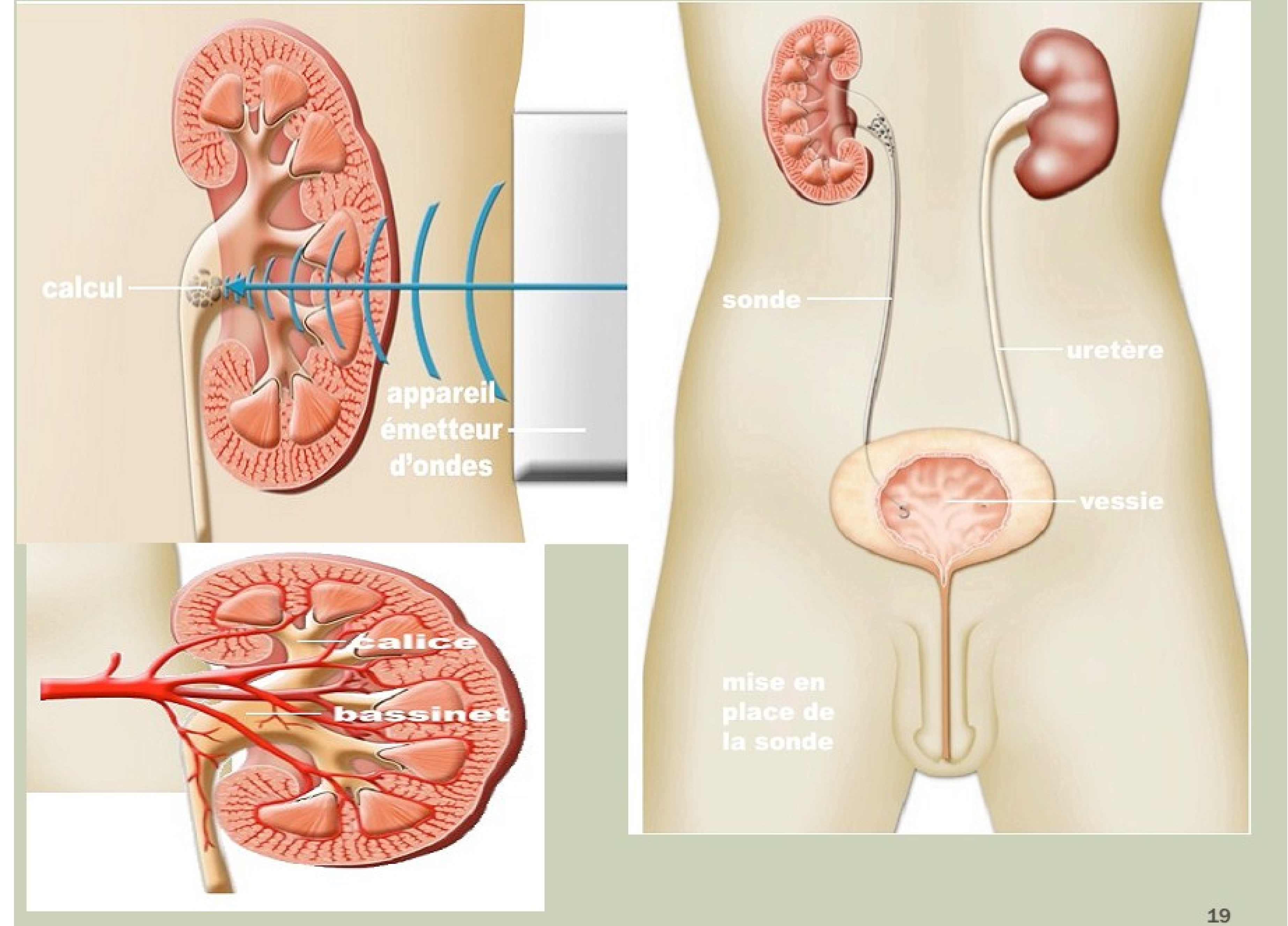
DESCRIPTIF DE MODULE

M15

Par :
Dr AGUIZIR Abdellah
Es science Physique

Lithotripsie

21-06-2016


calcul
appareil
émetteur
d'ondes
calice
bassinet
sonde
uretère
vessie
mise en
place de
la sonde

Un appareil de lithotripsie

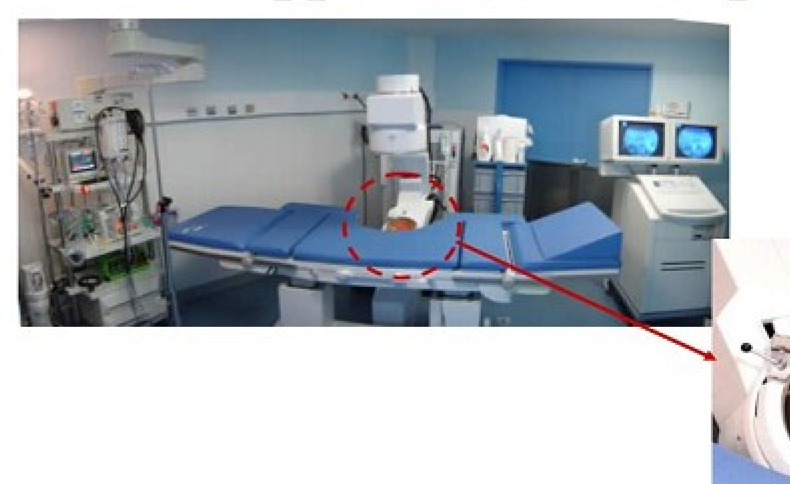


Figure 7 : Le lithotriteur à source électroconductive Sonolith I–sys du service

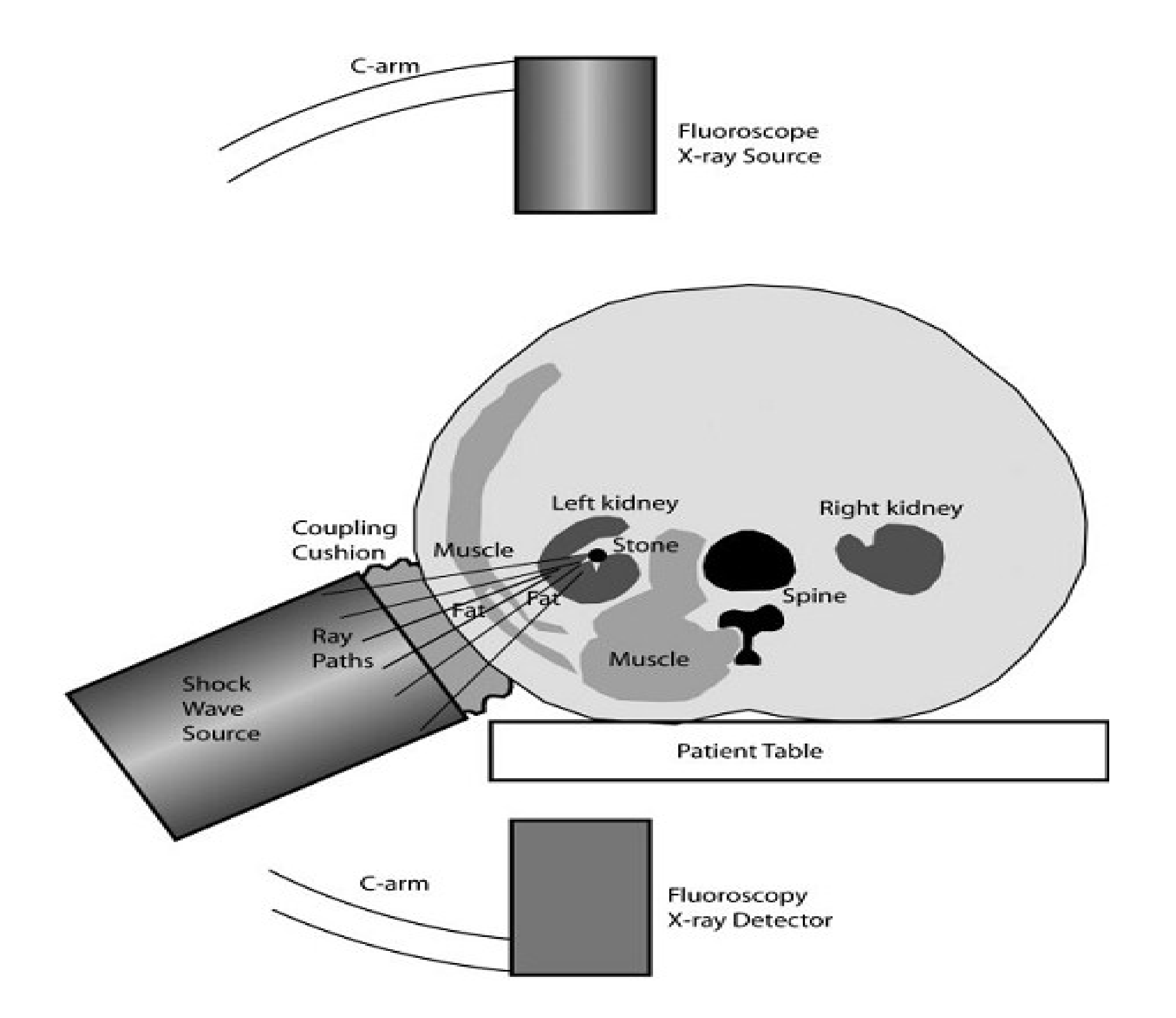

C-arm
Fluoroscope
X-ray Source
Left kidney
Right kidney
Coupling
Cushion
Muscle
Stone
Fat
Fat
Spine
Ray
Paths
Muscle
Shock
Wave
Source
Patient Table
C-arm
Fluoroscopy
X-ray Detector

Fig. 1

A schematic diagram showing the basic components of a lithotripter.

- **The patient is positioned on their back on a table.**
- **The shock wave source is placed in contact with the patient by means of a water-filled coupling cushion with a gel or fluid employed to ensure good coupling.**
- **The stone is targeted by means of fluoroscopy (as shown) or by means of in-line or out-line ultrasound (not shown).**
- **The focused shock wave has to pass through layers of fat and tissue before it reaches the kidney stone**

en lithotritie, **les ondes de chocs**, qui sont **des variations brutales de la pression** dans un temps très court, servent à détruire les calculs rénaux de façon extracorporelle.

Cette technique est apparue en 1980 au département d'urologie de la clinique Großhadern à Munich .

La forme théorique d'une onde de choc est illustrée sur la figure 1.2. On y distingue **l'onde de compression** (valeur de la pression maximale positive $P+$), **l'onde de détente** (valeur de la pression maximale négative $P-$), le temps de montée (Tm) et la durée de l'impulsion ($Timp$).

Selon les générateurs utilisés, la pression maximale en compression peut atteindre **100 MPa**, pour un temps de montée de l'ordre de quelques **dizaines de nanosecondes.** Les tissus biologiques mous ont des propriétés acoustiques très proches de celles de l'eau. **L'onde de choc peut se propager dans ces milieux sans subir de phénomènes de réflexion ou de réfraction majeurs**.

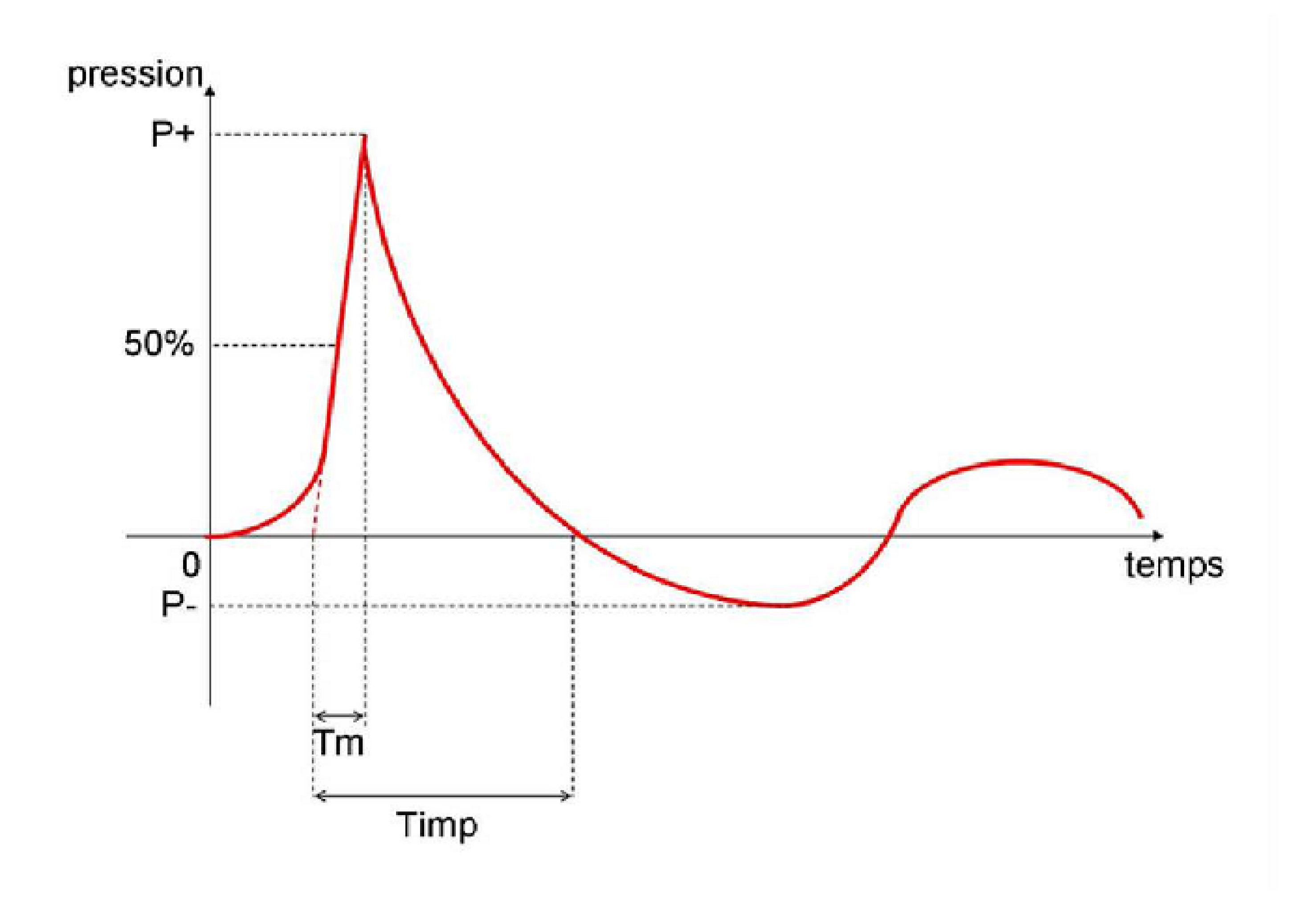


FIG. 1.2 – Allure d'une onde de choc

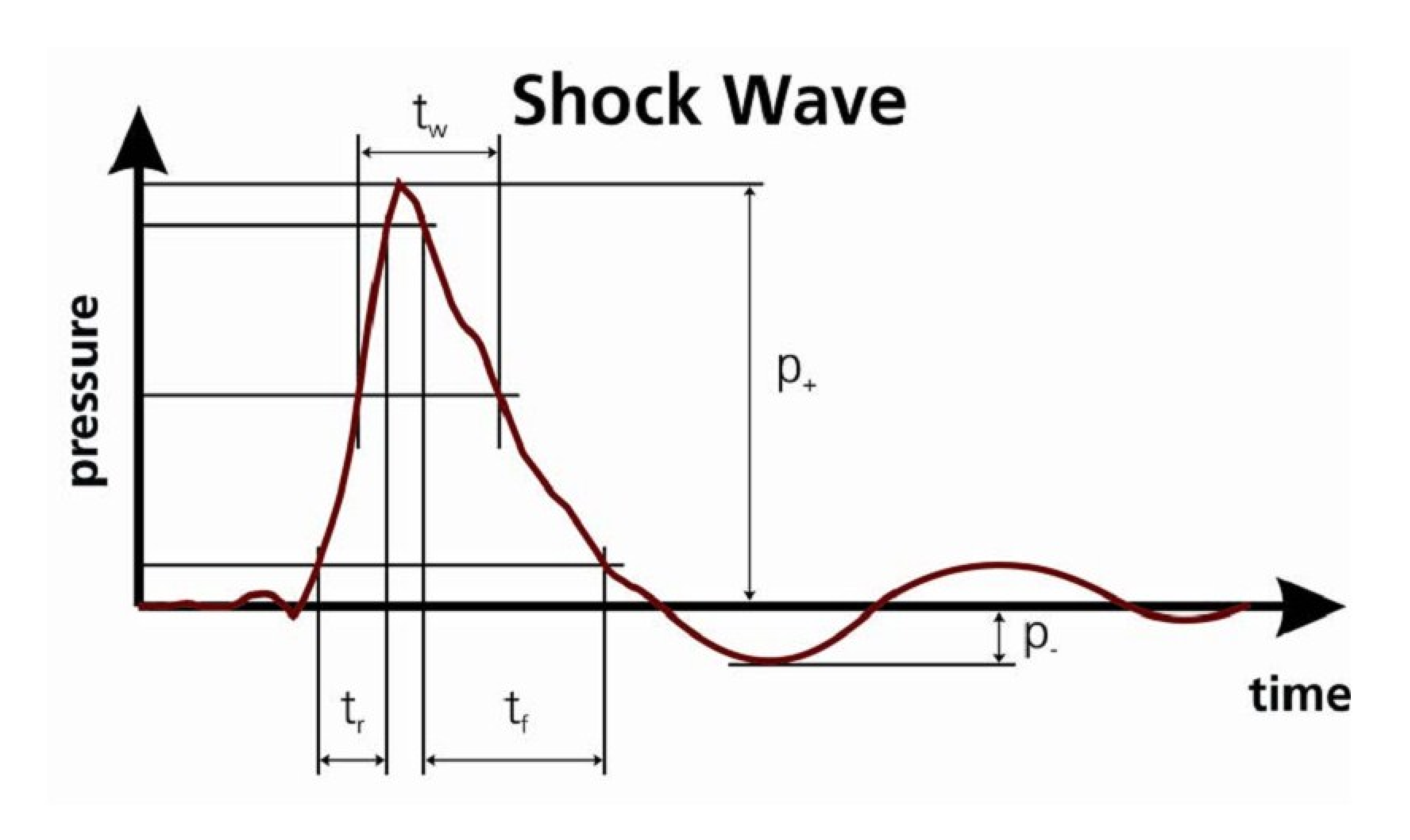


Figure 3. Temporal pressure variation of a typical shock wave.

CHARACTERISTICS OF
A LITHOTRIPTOR SHOCK WAVE

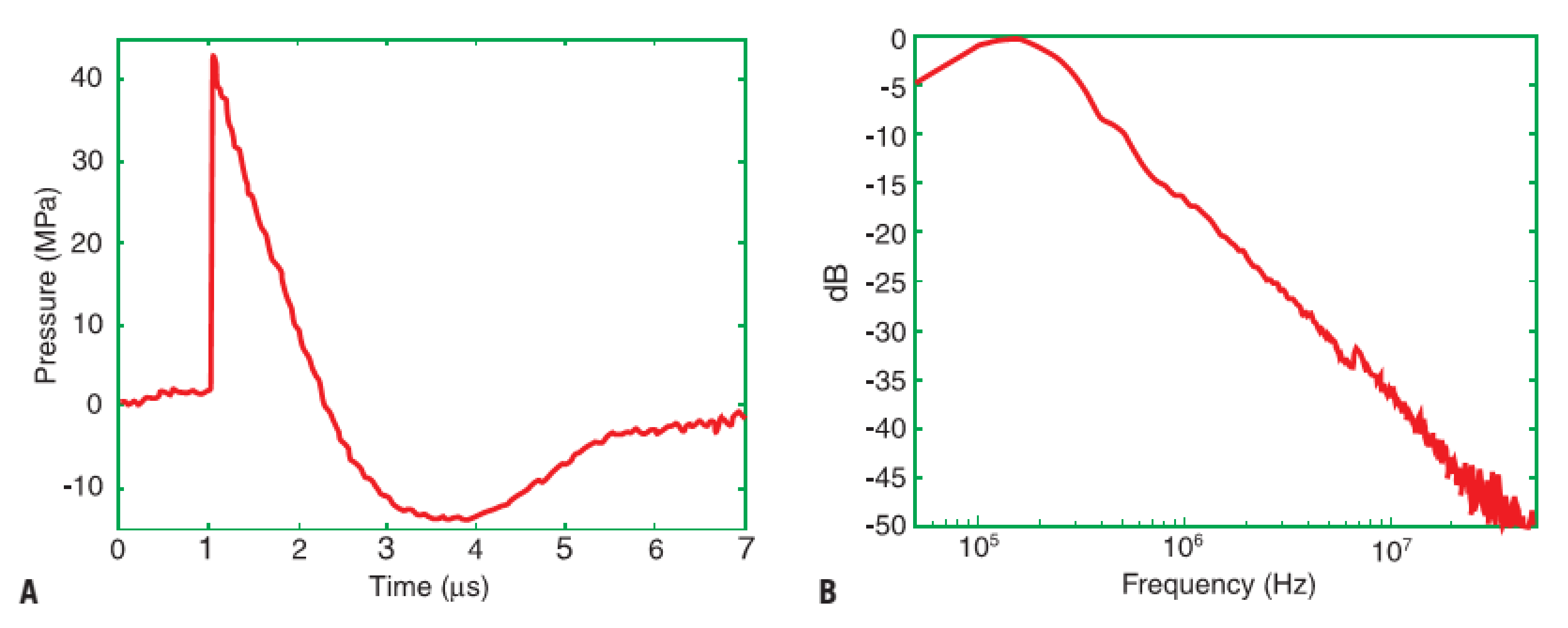
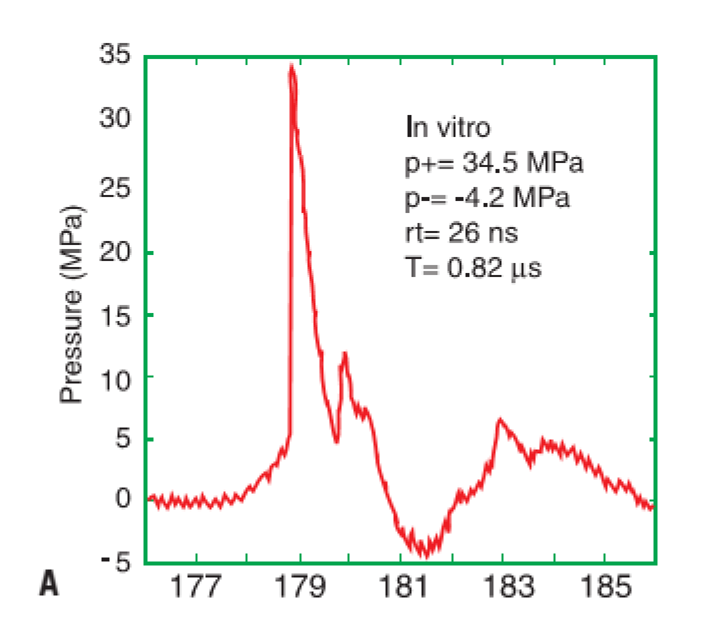


Figure 38-1 *A,* A pressure waveform measured at the focus of an electrohydraulic lithotriptor (Dornier HM3).

B, The Fourier transform of the waveform in *A* showing how the energy is distributed as a function of frequency. (Both axes are shown on a log scale.) The peak of the amplitude response is around 300 kHz, which corresponds to the 4 μs duration.

an electrohydraulic lithotriptor

- the peak positive pressure typically varies between **30 and 110 MPa** and the negative pressure between **–5 and –15 MPa.**
- It can be seen that most of the energy in the shock wave is between : 100 kHz and 1 MHz. This means that it is unlikely that a lithotriptor breaks kidney stones by exciting its resonance



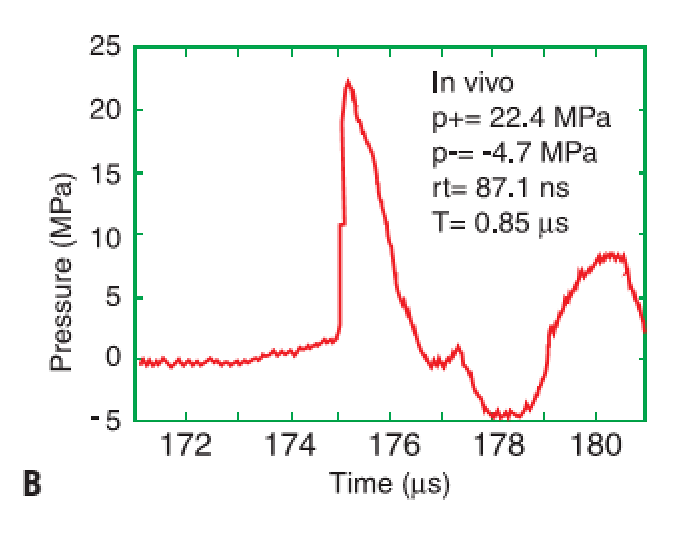


Figure 38-9

A, Waveform measured in water with a miniature PVDF hydrophone in a Dornier HM3 at 18 kV.

B, Waveform measured in vivo in a pig for the same settings. The peak amplitude in vivo was about 30% less than that in water, and the rise time in vivo (87 ns) was much longer than that measured in water (26 ns).

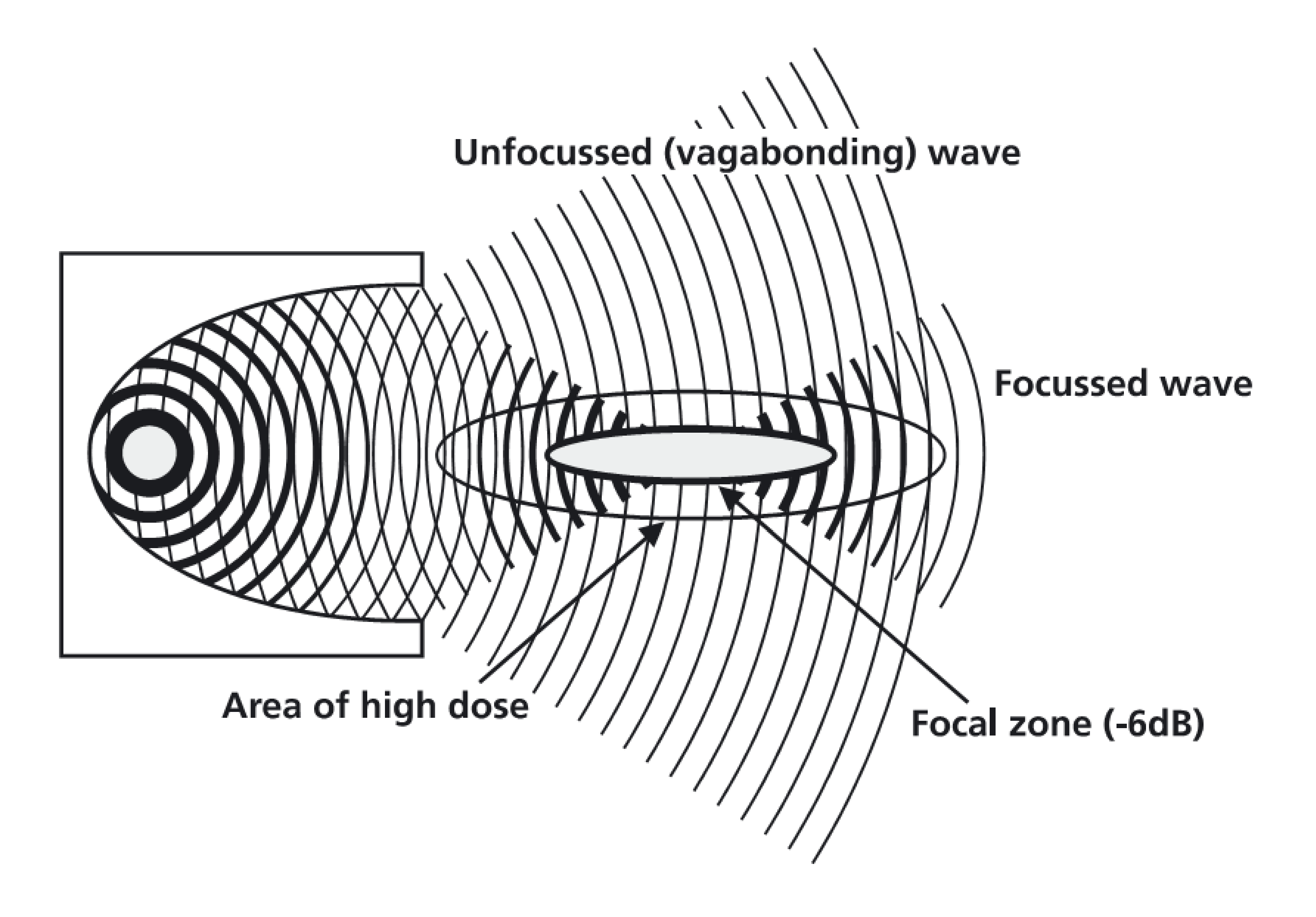


Figure 2. Typical shock wave field of an electro hydraulic generator. The field consists of a focussed field with the focus at F2 and an unfocussed (vagabonding) spherical wave.

The - 6 db focal zone

The quality of energy concentration of a shock wave field is defined by the - 6 dB focal area. That means an area of pressure values being equal or higher than 50 % of the local peak pressure. In case of a peak pressure of 100 MPa (as displayed in Figure 5) 50 %-limit is given by the 50 MPa isobar. Since 50 % is equivalent to - 6 dB, this focus is called the - 6 dB-focus. Selecting another peak pressure of e.g. 40 MPa, the - 6 dB isobar (50 % value) would equal 20 MPa. This example shows no relationship between dimensions of the focal zone and energy content. The - 6 dB-focus does not reflect the shock wave energy contained in the focal area. It, therefore, does not stand for fragmentation efficiency. The - 6 dB-focal size simply defines the "quality" of focussing and is, taken as single measure, no useful parameter to quantify the fragmentation performance of a lithotripter.

The 5 MPa- focal zone

An additional parameter is required to characterize an area of efficient shock wave interaction. This parameter must be closely linked to the energy content of the shock wave field. By definition of the *Working Group Technical Developments – Consensus Report of the German Society of Shock Wave Lithotripsy* [7], the pressure value of 5 MPa (50 bar) is considered as a limit above which shock waves are assumed to generate some medical effects. Pressure values below 5 MPa are deemed to have no or only minor effects in medical treatments. For the purpose of this paper the precise value does not matter at all as long as there is one fixed value to relate to.

We call this area "treatment zone" of a shock wave generator. Even if a threshold of medical efficiency of shock waves is not precisely known, there is no doubt about that higher shock wave energies create higher effects and/or side effects.

To conclude: The treatment zone, which means the zone where we can expect shock wave effects, is <u>not</u> defined by the focal (- 6 dB) zone. Treatment zones may be significantly larger or smaller than the focal (- 6 dB) zone depending

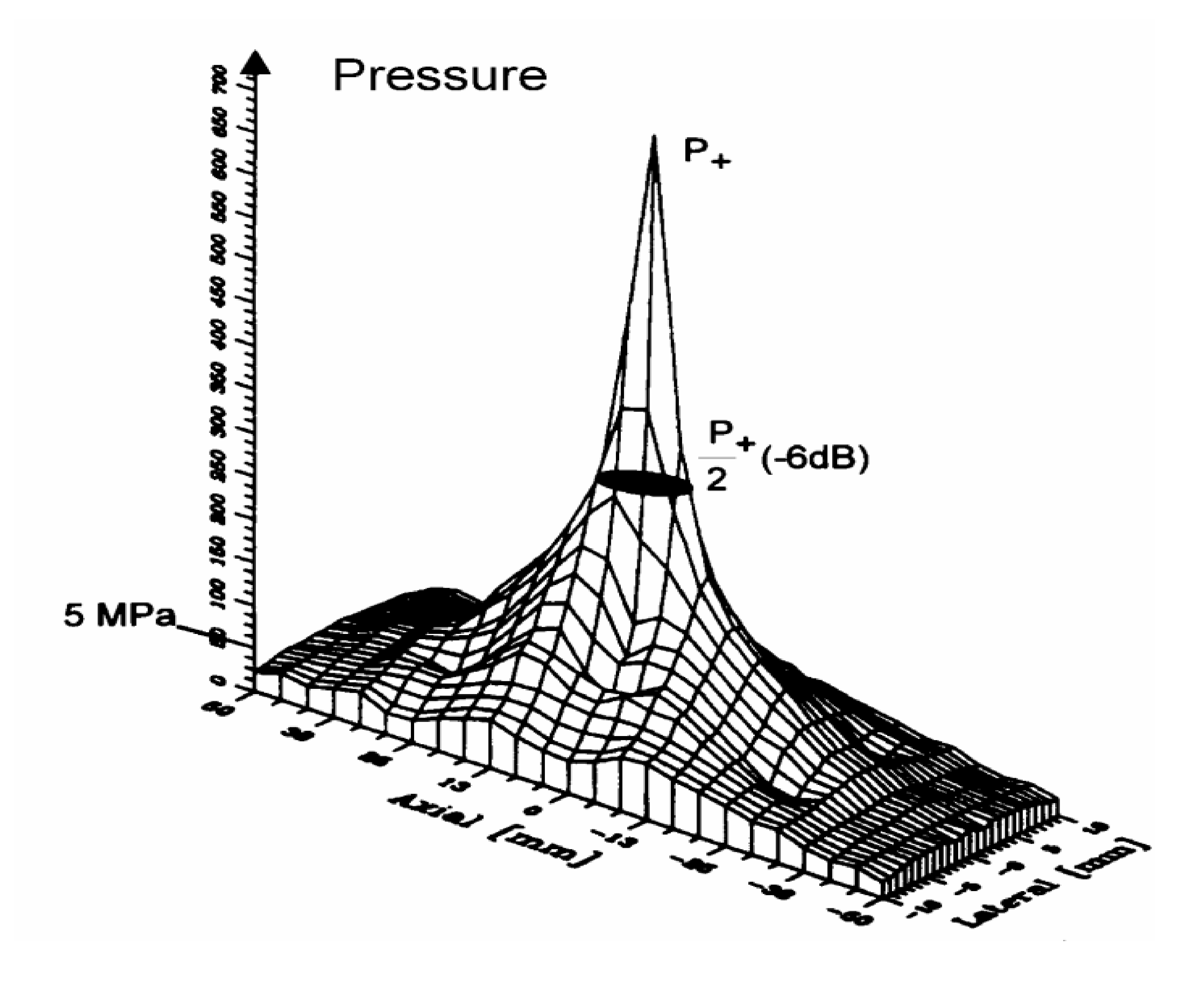


Figure 4. Pressure distribution in the vicinity of the focal area.

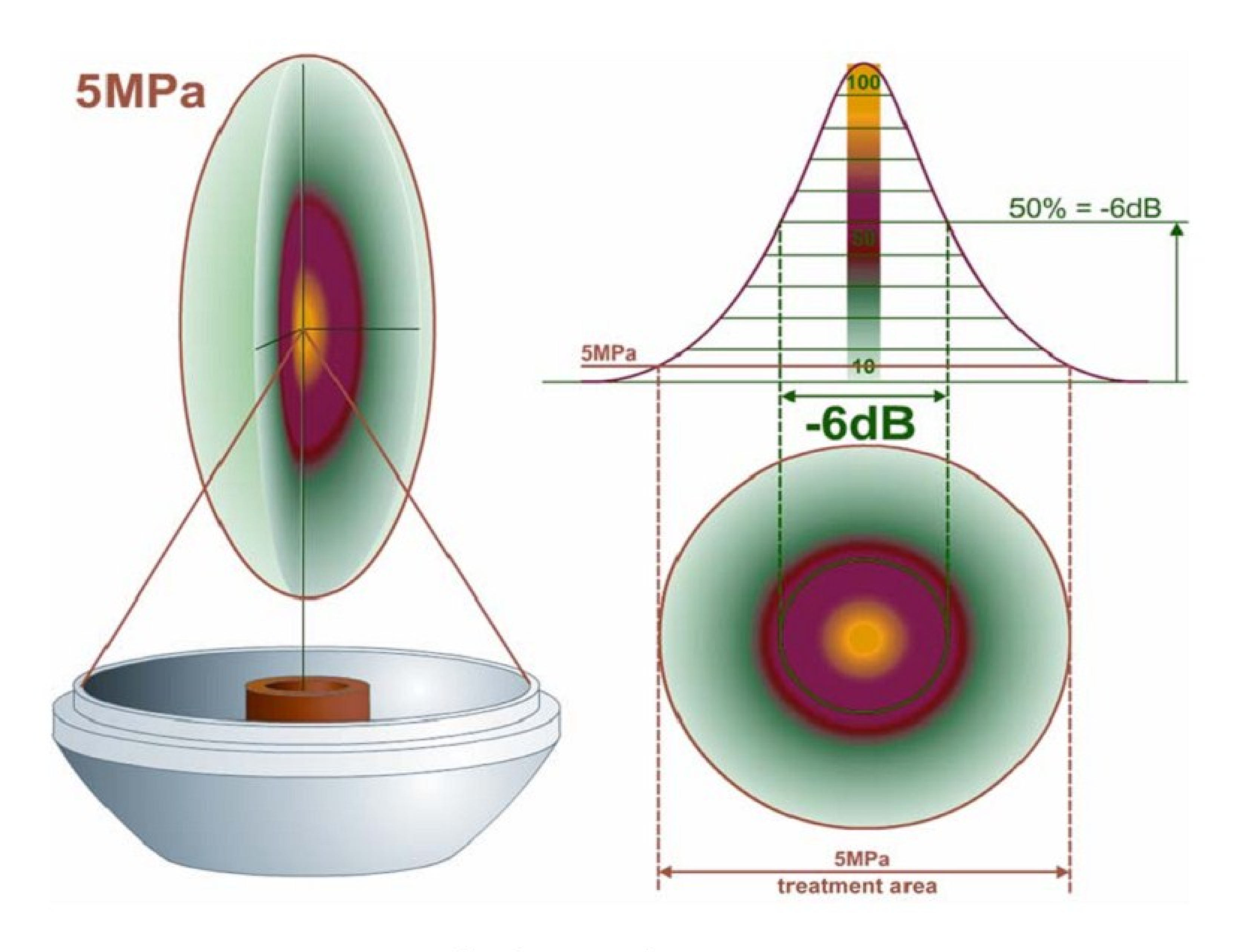


Figure 5. - 6 dB-focus and 5MPa-treatment zone.

Comparison of the focal zones

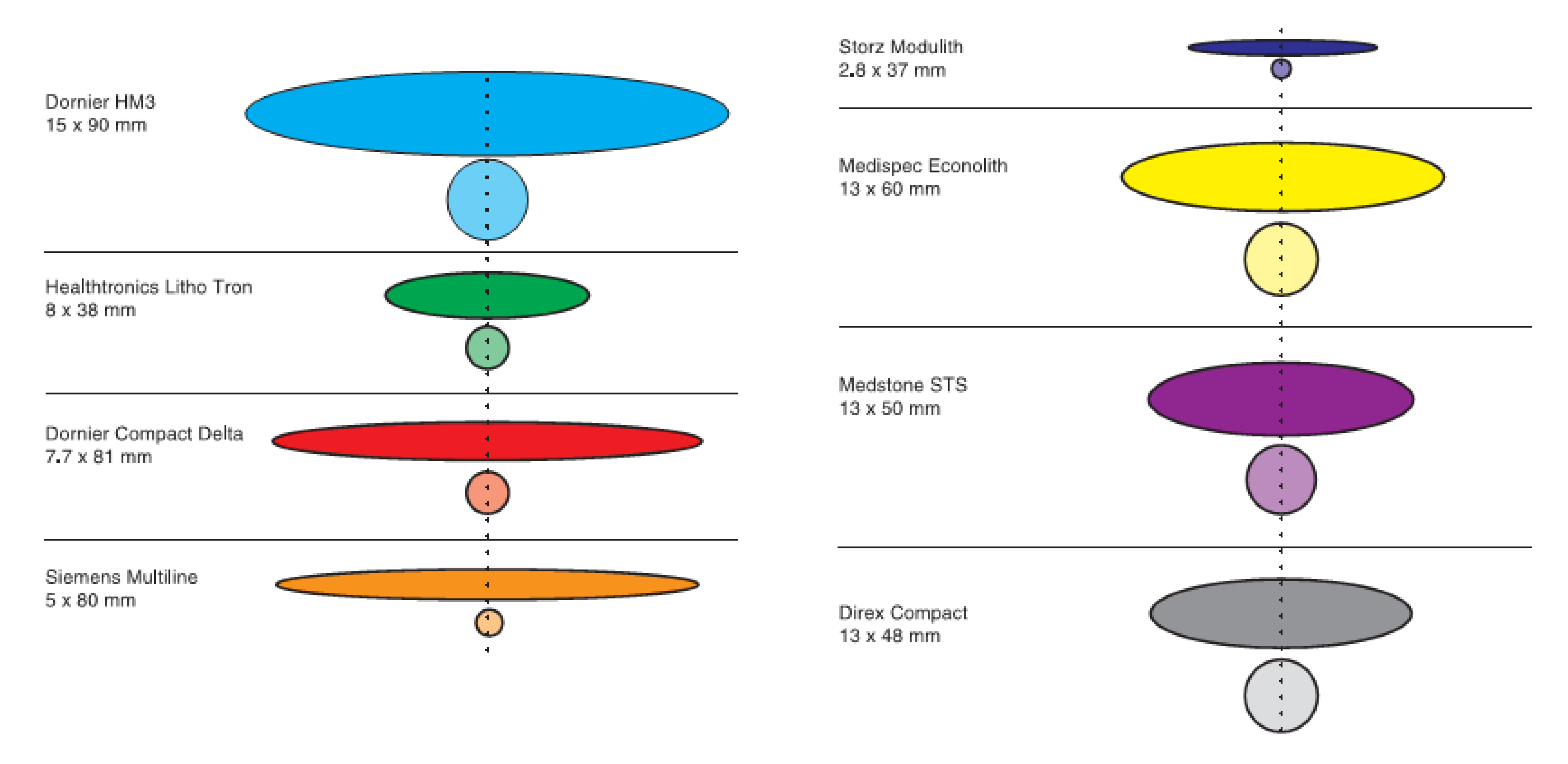


Figure 38-15 Comparison of the focal zones of selected clinical lithotriptors showing their dimensions along the axis of the lithotriptor (ellipses) and in the focal plane at the focus (circles). Image courtesy of P. Blomgren.

What does it mean with respect to lithotripsy?

The spatial dimensions of the treatment zone will significantly change with the selected energy settings as shown in Figure 6. The area of efficient stone fragmentation is not a fixed quantity but will be significantly larger at high energy settings compared to low settings. Depending on the shock wave generator the - 6 dB-focus may stay almost unchanged or may even become smaller with higher energy settings if the peak pressure is increased. Figure 6 depicts the case of unchanged - 6 dB-focus with different energy settings.

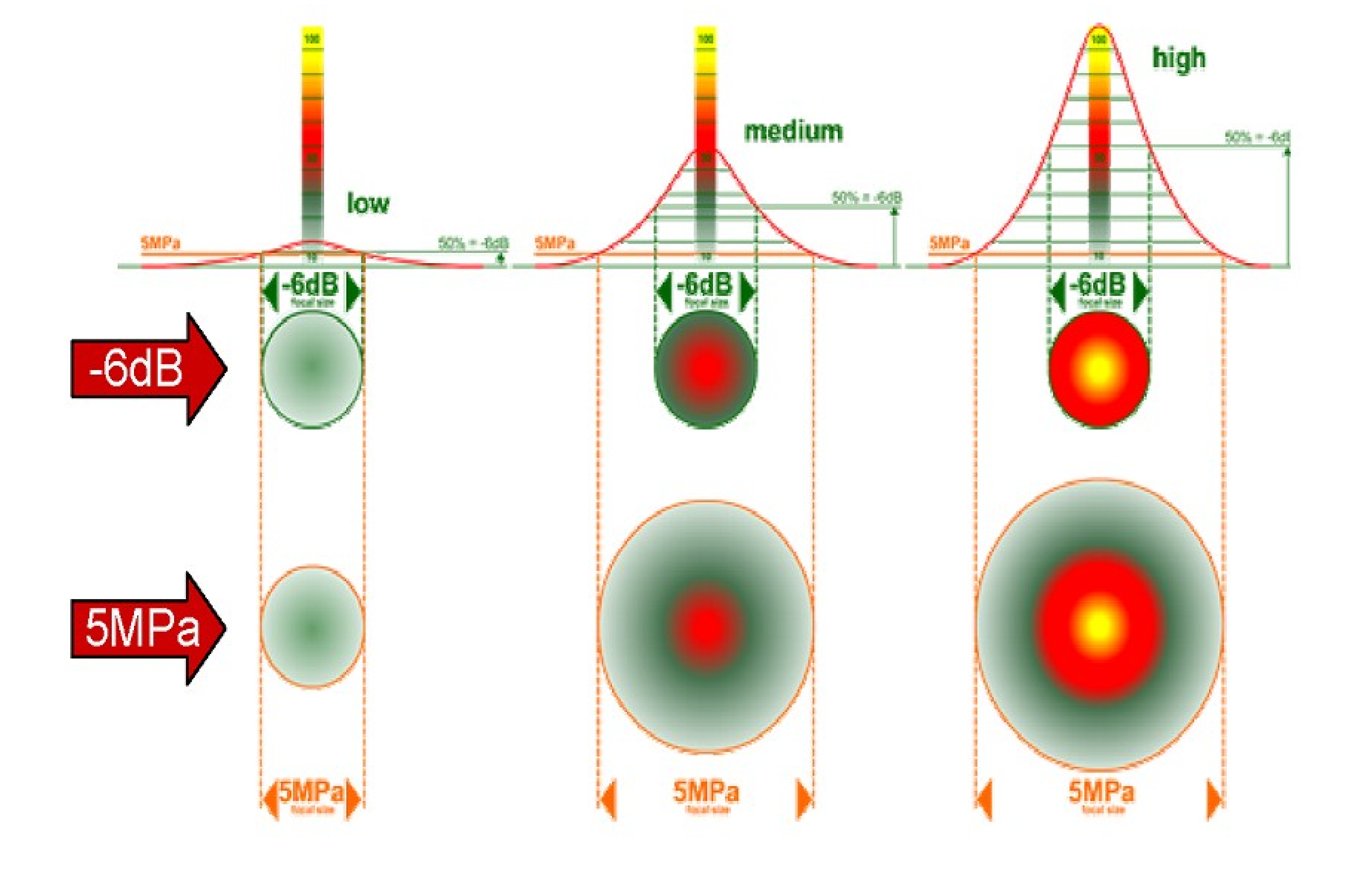


Figure 6 . Low, medium and high energy settings and corresponding decreasing treatment (5 MPa) areas. Note that the - 6 dB-focus remains unchanged although, obviously, the disposed shock wave energy is significantly reduced.

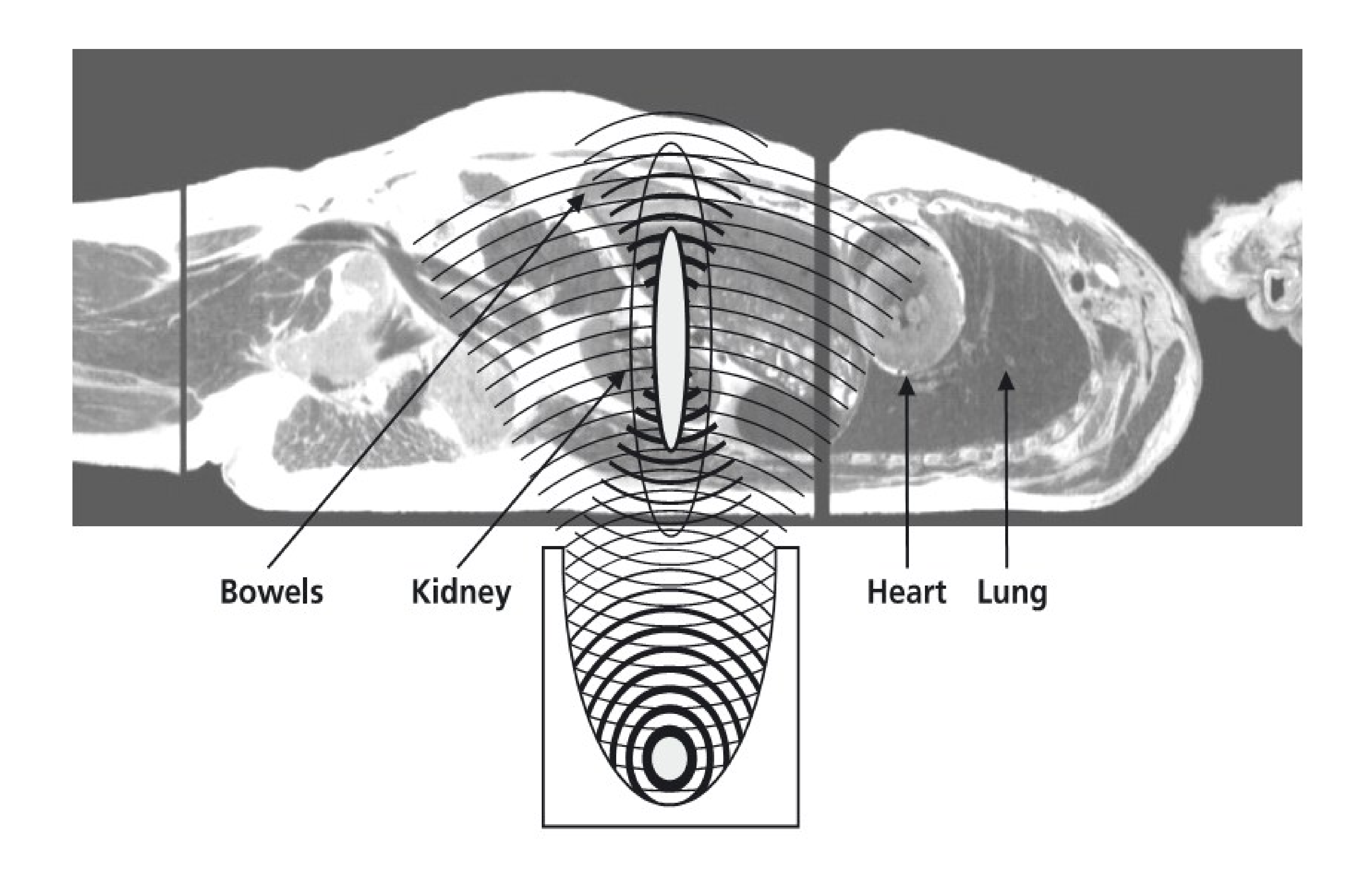


Figure 7. Shock wave field distribution of an electro hydraulic generator (schematic) in humans. Beside several organs such as liver, pancreas, which may be covered by the large focal zone, also heart and lung tissue may be affected by the unfocussed wave.



Figure 8. Design of a cylinder/parabol-configuration with the extreme aperture angle of 84° and a wide source diameter of 30 cm (focal depth 16.5 cm).

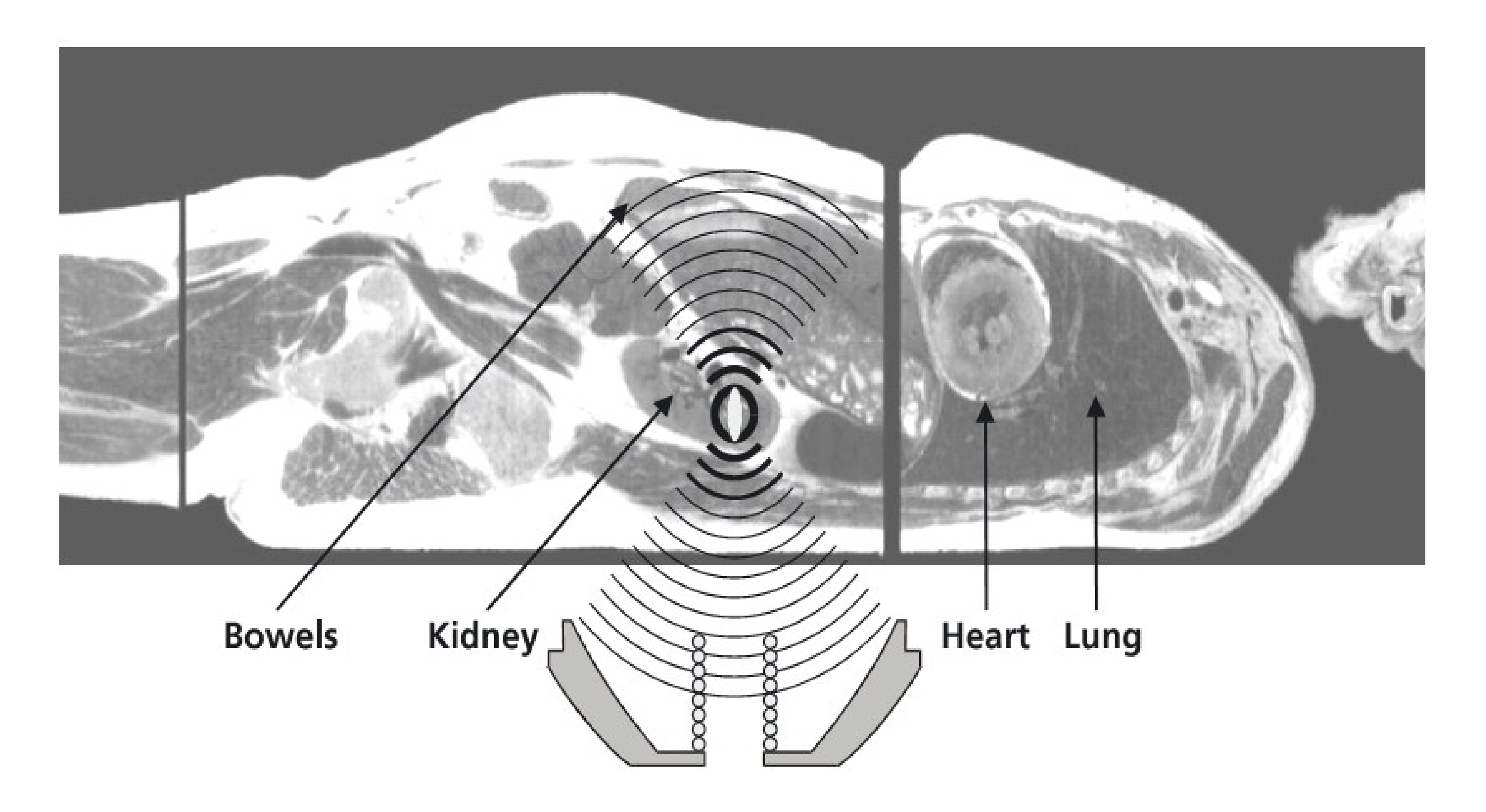


Figure 9. Optimized focal zone featuring higher energy concentration in a smaller area resulting in higher efficiency and less side effects outside the treatment area. Usually shock wave load to critical organs such as heart and lung can be reliably prevented.

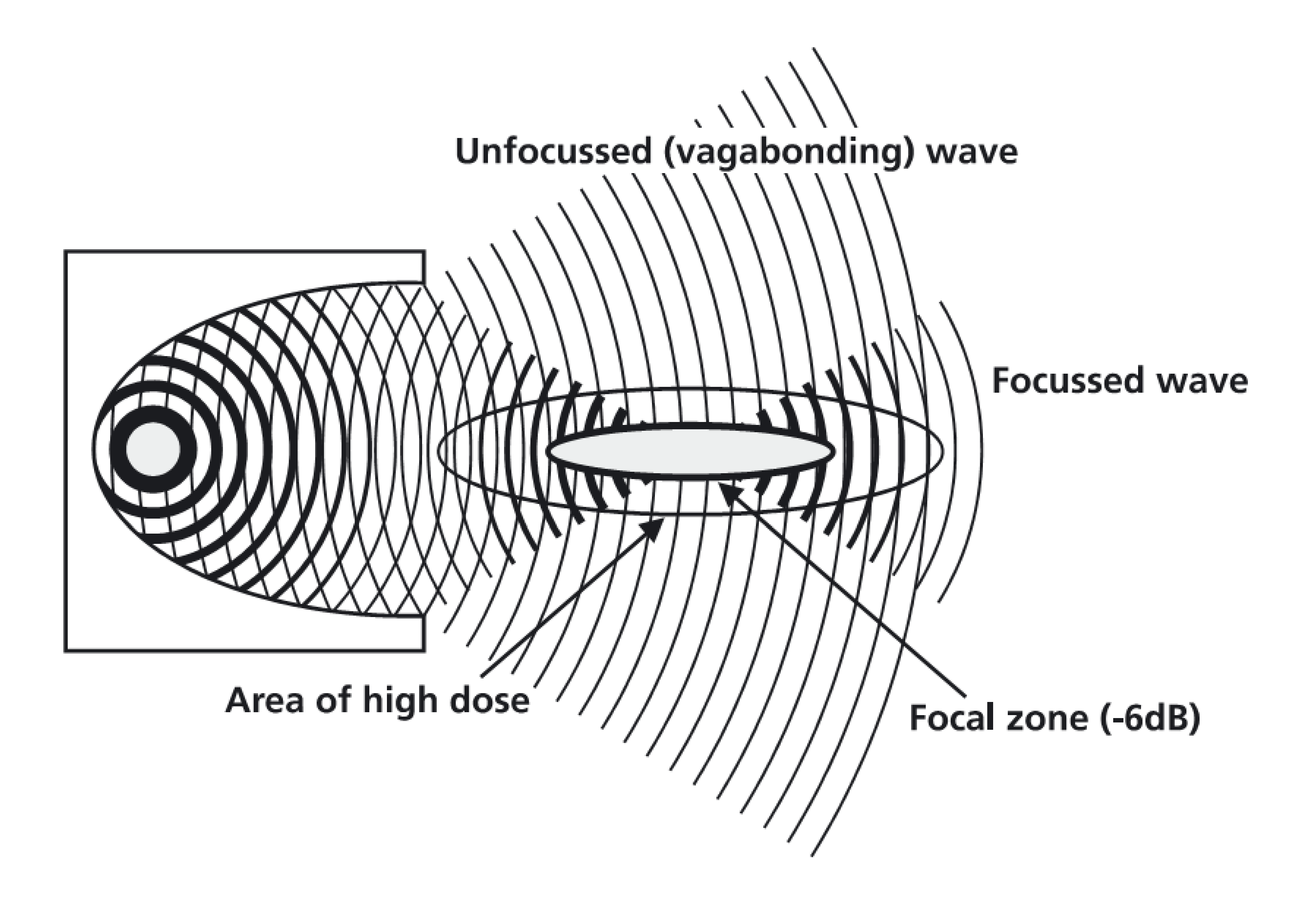
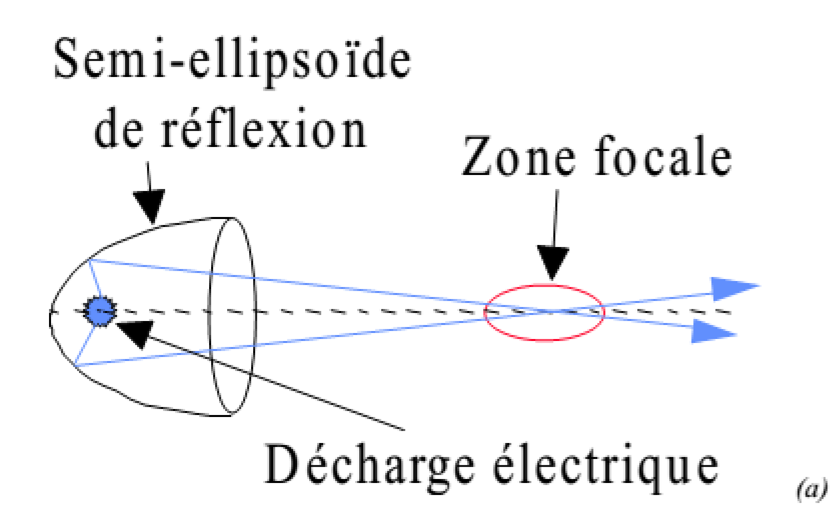
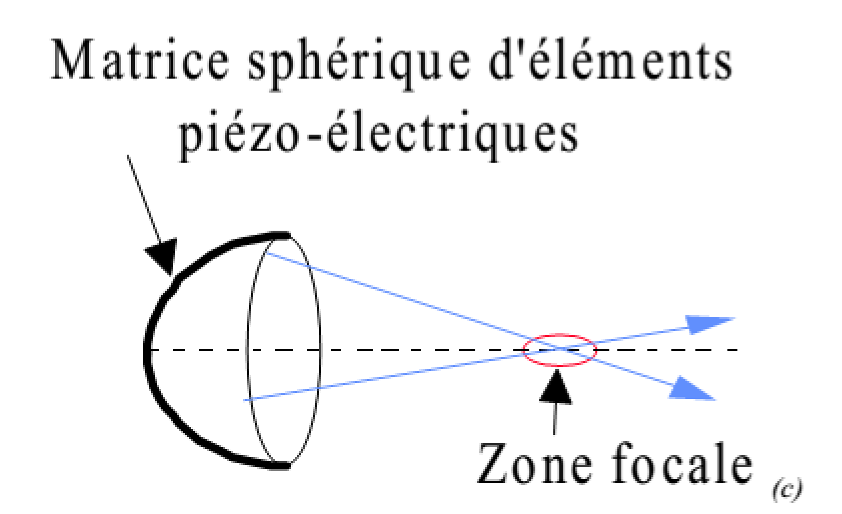


Figure 2. Typical shock wave field of an electro hydraulic generator. The field consists of a focussed field with the focus at F2 and an unfocussed (vagabonding) spherical wave.

Principaux technologie de :Lithotripsie





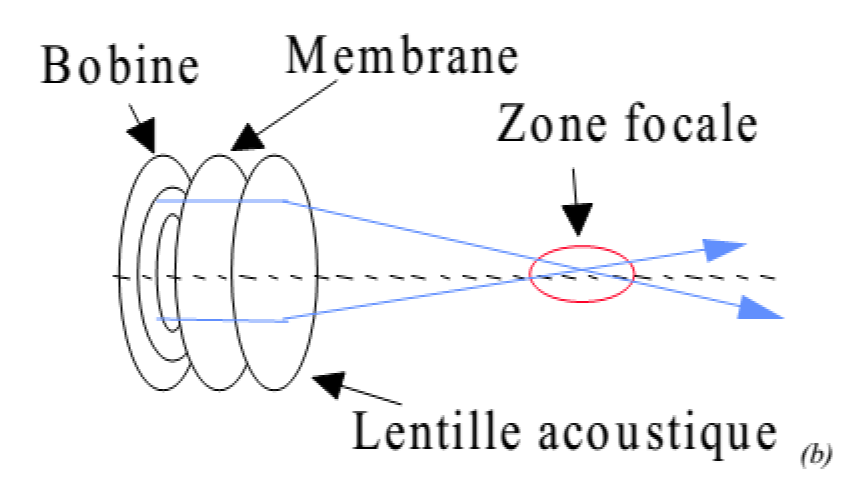


Figure I-1 : Principe des générateurs électro-hydrauliques (a), électromagnétiques (b) et piézo-électriques (c).

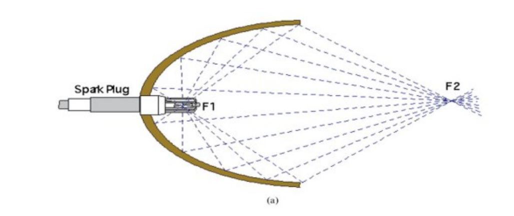
Fig. 3 Schematic diagrams of

(a) an electrohydraulic source with a spark plug at the interior focus F1, hemi-ellipsoidal reflector, and the ray paths to the exterior focus F2;

(b) an electromagnetic source showing the coil and metallic membrane which generate a quasiplanar wave, and the lens that is used to focus the wave to the stone;

(c) a piezoelectric source where the piezoelectric elements are placed on the concave surface of a spherical bowl. The wave focuses onto the centre of the radius of curvature of the bowl

Le générateur électro-hydraulique



Génération de l'onde:

Ce type de générateur utilise **une source ponctuelle.** Entre deux **électrodes** placées dans de **l'eau** (figure I-1a), une **décharge électrique violente** donne naissance à une **bulle de vapeur** [,La grande vitesse de dilatation de cette bulle crée une **onde de choc sphérique**.

Focalisation de l'onde de choc

L'espace inter-électrodes étant placé au **premier foyer** d'une **semi-ellipsoïde** de réflexion, l'onde de choc générée est partiellement réfléchie et focalisée au **second foyer** du réflecteur. L'énergie électrique est fournie par un condensateur d'une capacité généralement proche de 0.1 µF régulièrement rechargée par une alimentation haute tension entre 12 et 20 kV.

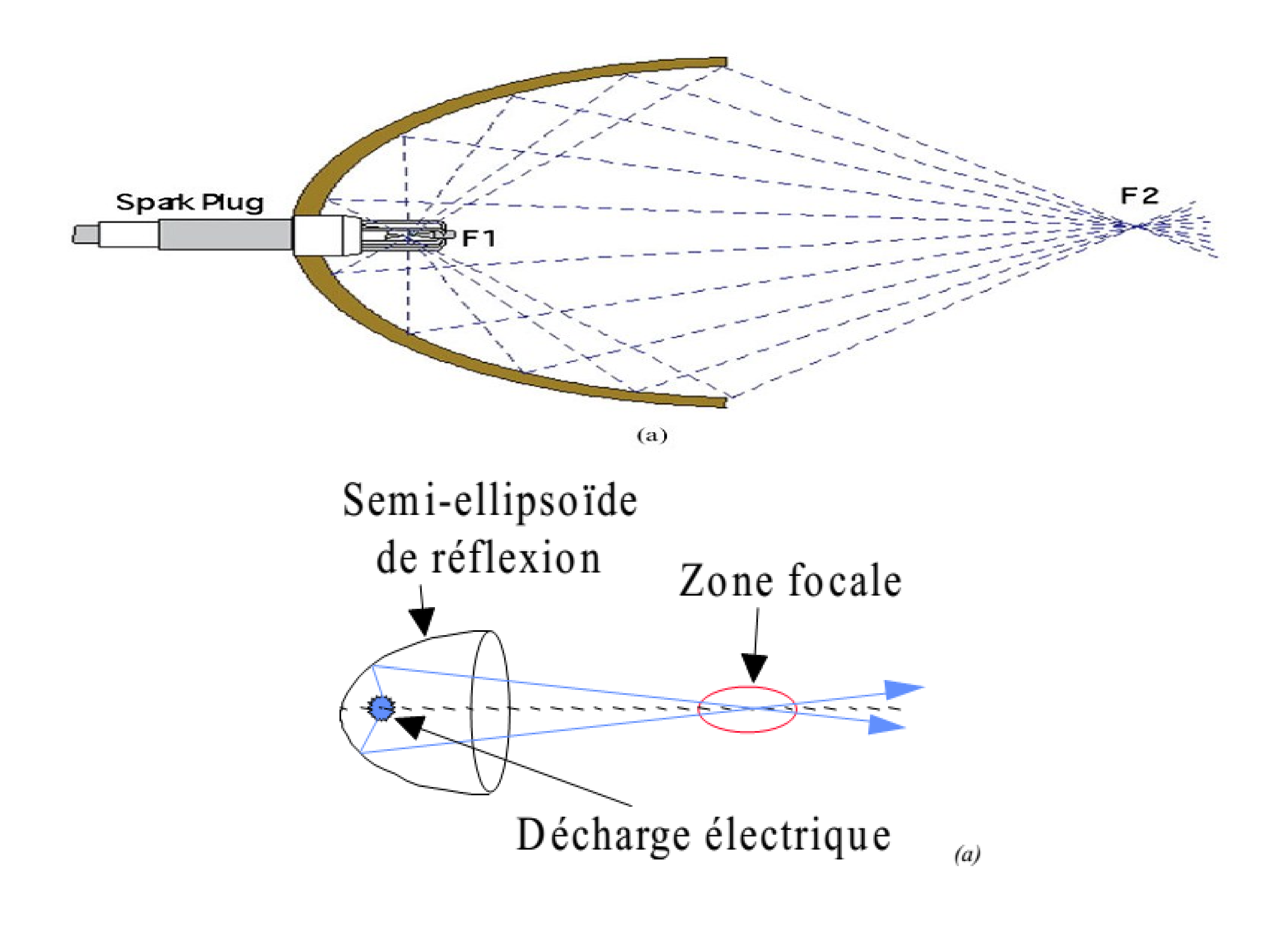
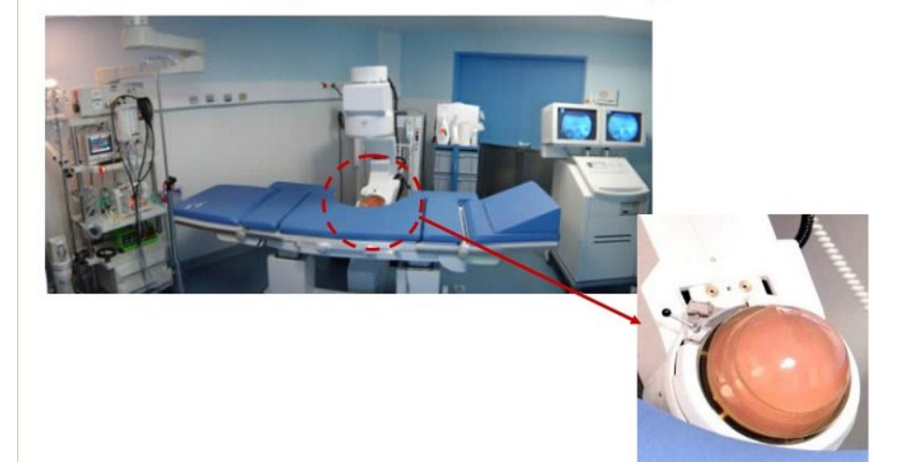


Figure I-1 : Principe des générateurs électrohydrauliques (a),

La transmission de l'onde :

La transmission de l'onde de choc entre le générateur et le patient se fait dans un milieu de couplage constitué d'eau dégazée, ce qui est valable également pour les autres types de générateurs, afin d'éviter la formation de bulles qui absorbent et diffusent une partie importante de l'onde. L'eau est maintenue dans une poche en silicone. La pression obtenue au point focal a une amplitude de l'ordre de plusieurs dizaines de MPa.

Un appareil de lithotripsie



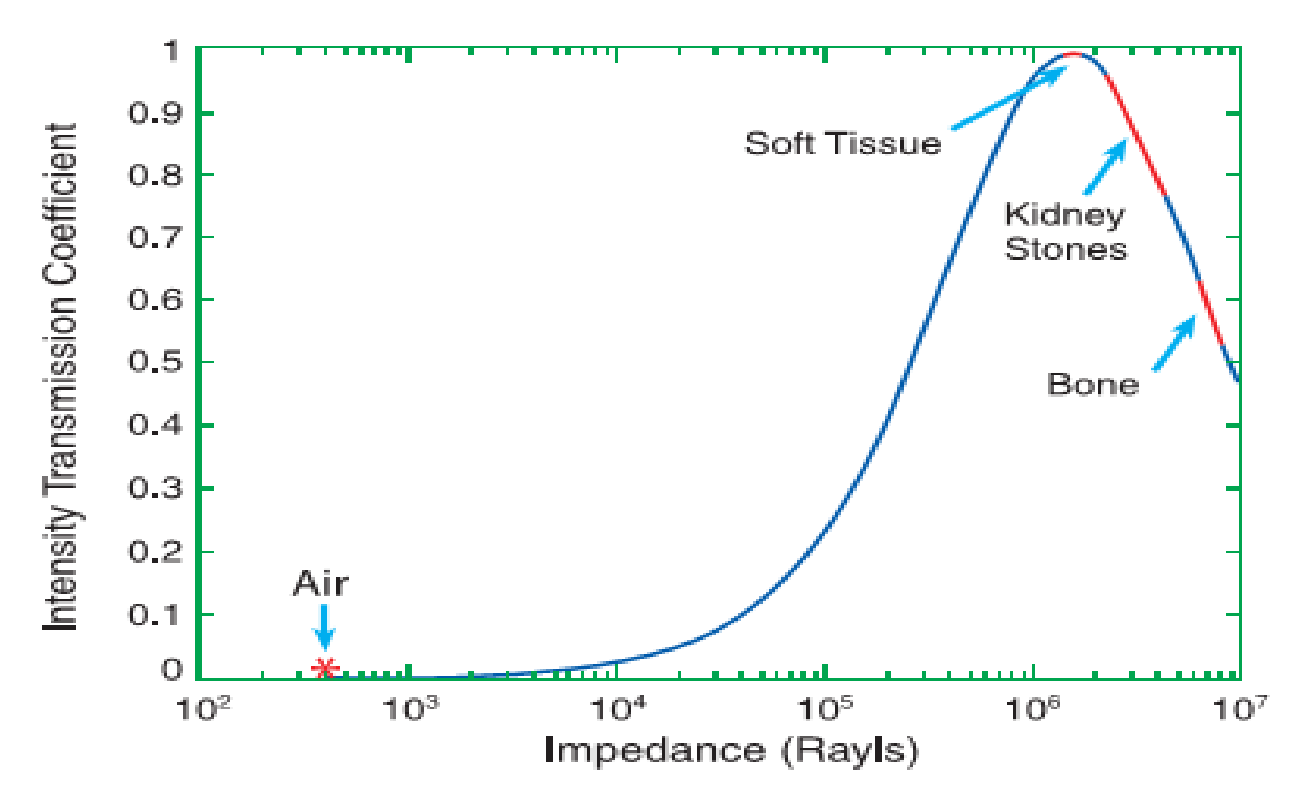


Figure 38-4 The intensity transmission coefficient (TI) from water ($Z = 1.5 \times 10^6$ Rayls) to a second medium, as a function of the impedance of the second medium. Typical values are indicated for soft tissue, kidney stones, bone and air. The transmission to soft tissue is very efficient. Coupling to air is very poor.

Amélioration du performance du lithotriteurs

L'ajout d'électrolytes dans l'eau, en la rendant faiblement conductrice, permet d'accroître considérablement les performances des lithotriteurs électro-hydrauliques [29]. Pour une conductivité de 7.8 Ω.cm, il n'y a plus de latence et la décharge du courant est amortie. La pression générée augmente de 10 % et la pression au point focal de 50 %.

L' usure des électrodes étant liée à des effets thermiques, la vaporisation de métal est fortement atténuée dans l'électrolyte, ce qui réduit le phénomène d'érosion des électrodes

A suivre

Le générateur électromagnétique

Ce générateur utilise une source étendue constituée par une membrane métallique. Le principe est celui du haut-parleur (figure I-1b). Une capacité chargée entre 16 et 22 kV est brutalement déchargée à travers une bobine électromagnétique en moins de 5 µs. Le courant à l'intérieur de la bobine induit un champ magnétique intense qui repousse la membrane métallique située en regard. Le déplacement de la membrane crée une onde de pression qui, en se propageant à l'intérieur d'un cylindre, se transforme en onde de choc. La focalisation est ensuite obtenue à l'aide d'une lentille acoustique).

La firme Siemens commercialise des générateurs basés sur ce principe (*Modularis*□ et *Lithostar*□

Il existe également une variante dans laquelle la membrane est cylindrique. L'onde de pression est générée de manière radiale et focalisée par réflexion sur la surface d'une semiparaboloïde [32]. Ce principe est utilisé par la firme Storz Medical [33] avec le Modulith□.

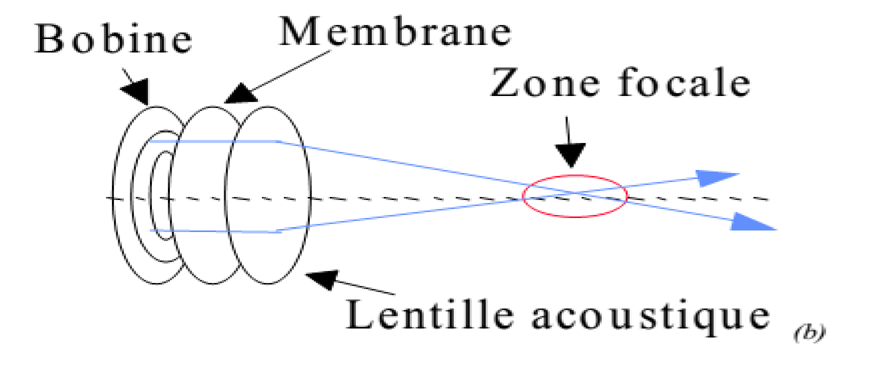


Figure I-1 : Principe des générateurs électro-hydrauliques (a), électromagnétiques (b) et piézo-électriques (c).

Figure 38-13 The two focusing mechanisms employed in electromagnetic lithotriptors. *A*, In a Siemens or Dornier lithotriptor, a membrane is driven by a coil to produce a plane wave, which is then focused by an acoustic lens. *B*, In a Storz lithotriptor, a coil excites a cylindrical membrane, which generates a wave that is focused by a parabolic reflector.

Le générateur piézo-électrique

Ce générateur, également à **source étendue**, utilise de **petits éléments piézo-électriques**, dont la particularité est de se déformer sous l'action d'un champ électrique. Ces transducteurs sont disposés sur la **face interne d'un segment de sphère**. Lorsqu'on les soumet à **une décharge électrique**, ils se **dilatent brusquement** puis reviennent à leur état initial après un certain nombre d'oscillations. L'onde acoustique ainsi générée se focalise naturellement au centre de la sphère. Des exemples de ce type de générateurs, qui nous intéresse particulièrement,

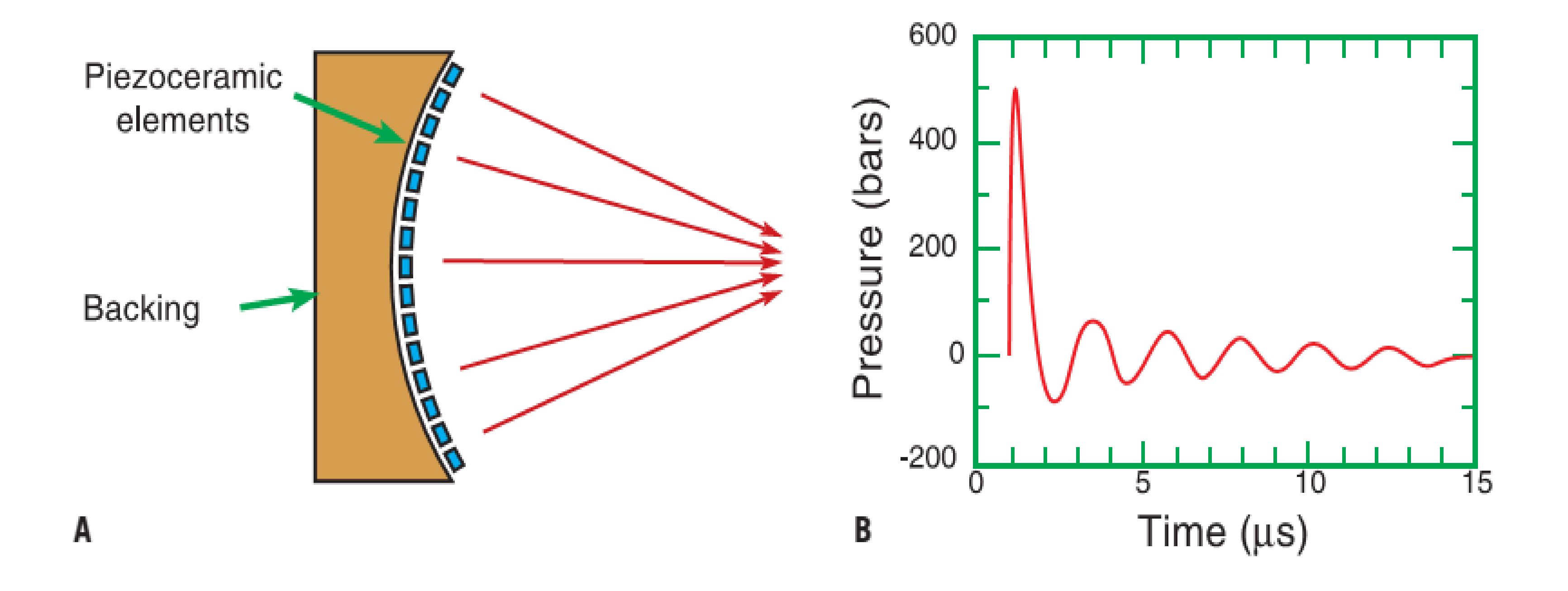


Figure 38-14 A, Fundamental principles for a piezoelectric lithotriptor. Piezoceramic elements are placed onto the surface of a sphere. The wave will focus to the center of the radius of curvature of that sphere. B, A typical waveform measured at the focus of a piezoelectric lithotriptor—notice the long ring-down for time greater than 3 µs.

Seules deux entreprises commercialisent des lithotriteurs piézo-électriques :

- la société EDAP-Technomed à Vaulx-en-Velin, avec le LT-01□ et le LT-02□,
- et la société Richard Wolf GmbH basée à Knittlingen, en Allemagne, avec les gammes Piezolith□ et Piezoson□.
- . L'unité 281 de l'INSERM, à Lyon, a pour sa part développé un générateur piézo- électrique qui sera également présenté en raison de son originalité. Cette présentation se limitera aux générateurs d'ondes de choc de ces lithotriteurs.

Le LT-02 La société EDAP commercialisa en 1985 le LT-01, le premier lithotriteur piézo- électrique. Le LT-02 (figure I-4), conçu en 1992, est d'une conception similaire [48], bien que les choix technologiques réalisés soient très différents, y compris en ce qui concerne le générateur d'ondes de choc.

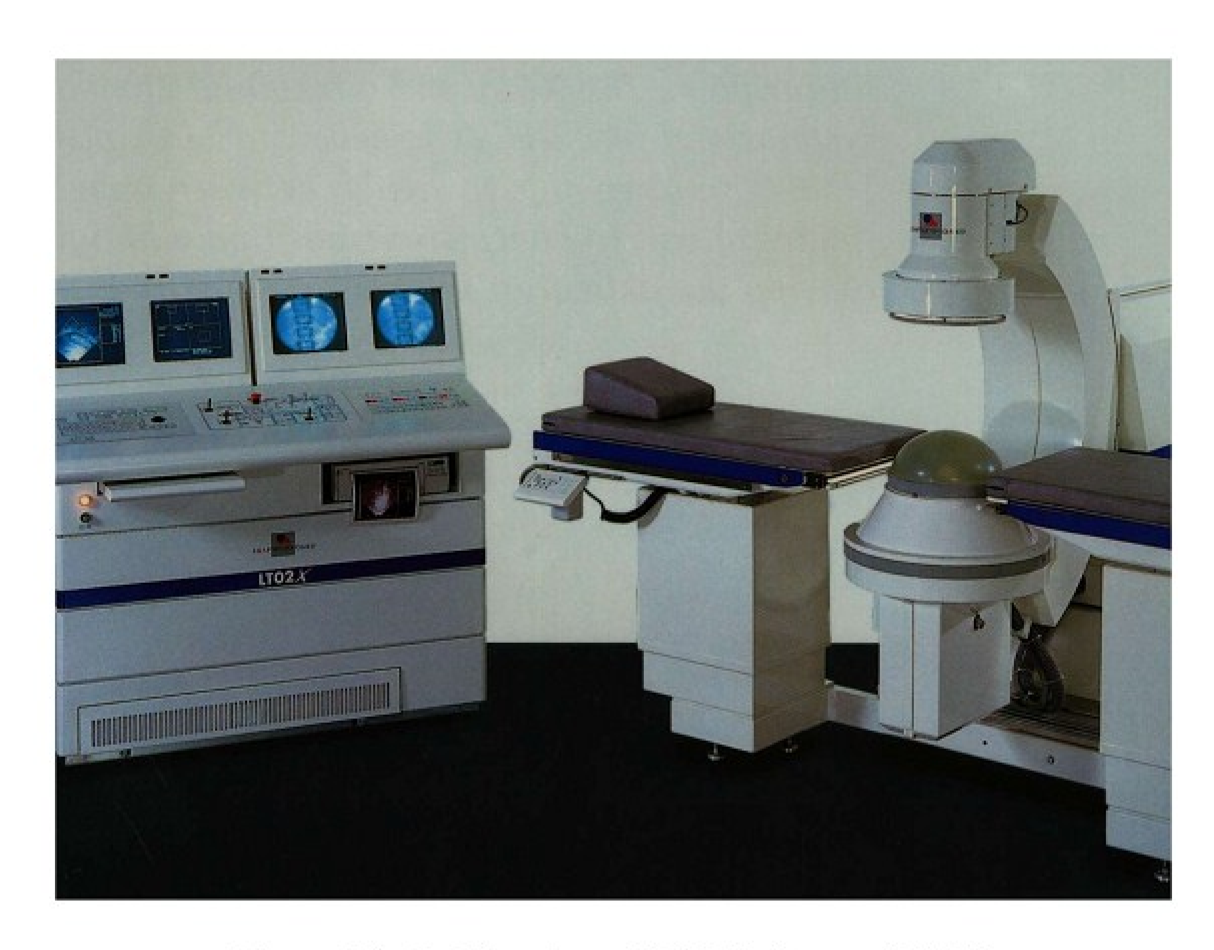


Figure I-4 : Le lithotriteur EDAP-Technomed LT-02.

La tête de tir du *LT-02*, montrée figure I-5, se présente comme une coupole de 51 centimètres de diamètre, sur laquelle sont disposés 105 transducteurs piézo-électriques disposés sur 3 cercles concentriques. La disposition sphérique des transducteurs permet une focalisation naturelle des ondes émises. Au centre de la coupole, une ouverture a été pratiquée afin de permettre le passage d'une sonde échographique en ligne avec la tête de tir,



Figure I-5 : Tête de tir du LT-02.



Figure I-6 : Transducteur élémentaire du LT-02.

Les transducteurs élémentaires (figure I-6) sont circulaires et électriquement indépendants. Ils sont constitués d'un boîtier isolant dans lequel est placée une pastille en céramique piézo-électrique ayant une fréquence de résonance de 400 kHz et un diamètre d'environ 40 millimètres. Les transducteurs comportent également un milieu arrière limitant les alternances négatives de la pression émise et une lame d'adaptation. Ces deux lames permettent également d'isoler électriquement la céramique et de la protéger. A l'arrière des transducteurs, une tige filetée permet la fixation sur la coupole et constitue une des connexion électrique de la céramique. La seconde est assurée par un fil métallique sortant également du boîtier par l'arrière.

Avantages et inconvénients des différentes technologies de générateurs

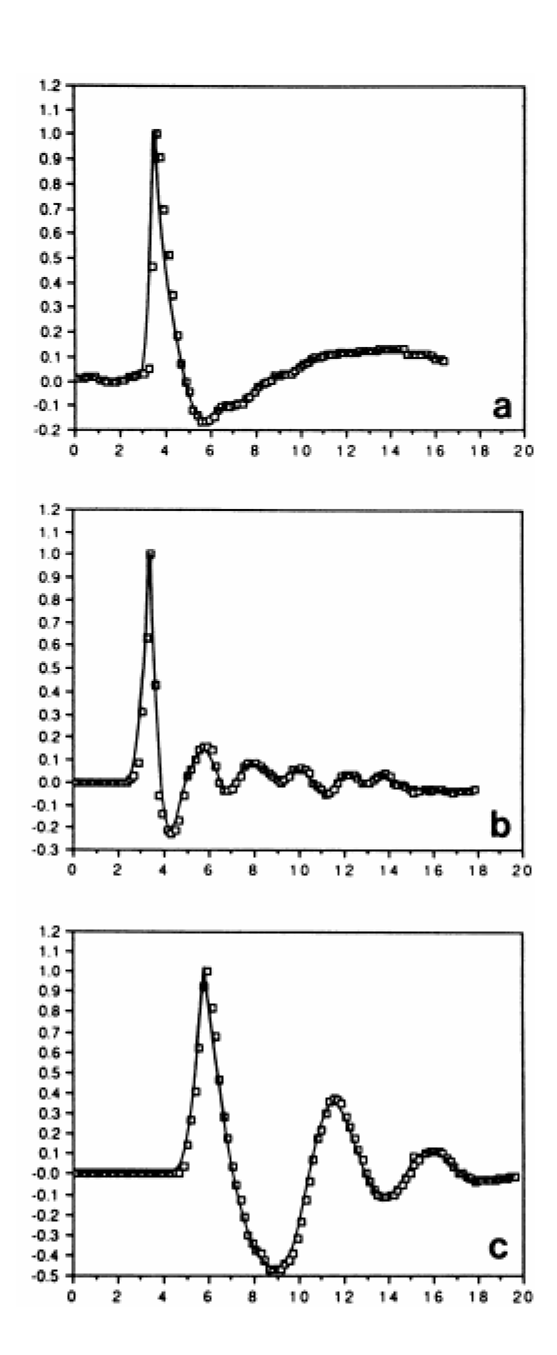
Dans le cas de la chirurgie, le critère de réussite de la thérapie est l'élimination de tout calcul au niveau des voies urinaires et la préservation de la fonction rénale. Il est plus mal aisé de donner un critère de réussite fiable dans le cas de la lithotritie extracorporelle. En effet, cette technique n'élimine pas les calculs à proprement parler mais elle les fragmente afin de permettre leur évacuation par les voies urinaires.

Cette élimination n'étant pas toujours complète ni immédiate, on observe généralement au bout de quelques jours la persistance de fragments lithiasiques. En général, en fonction de la taille et de la composition chimique de ces fragments, les auteurs d'études cliniques estiment soit qu'ils seront spontanément éliminés de l'organisme, et concluent à un succès thérapeutique, soit qu'ils persisteront et concluent alors à un échec du traitement. Or, il n'existe actuellement aucun consensus concernant la taille des fragments résiduels dont on suppose qu'ils seront éliminés. Celle-ci varie entre 1 et 5 mm selon les auteurs. Aucune étude, à l'heure actuelle, ne permet de prédire à partir de quelle taille et quelle durée après le traitement les fragments résiduels seront éliminés

Pour chaque générateur étudié, l'évolution de la pression au point focal a été mesurée, ainsi que les dimensions de la tache focale à –6 dB. La comparaison entre les différents lithotriteurs est basée sur l'étude des paramètres suivants :

- **la pression maximale (P+) et minimale (P-) au point focal, ainsi que la déviation standard caractérisant la reproductibilité des tirs,**
- **le temps de montée et la durée totale de l'impulsion,**
- **les dimensions de la tache focale,**
- **l'intensité acoustique, calculée sur une période de répétition (Ispta) et sur la durée de l'impulsion (Isppa),**
- **l'énergie acoustique dans le volume focal,**
- **le gain d'antenne, calculé comme le rapport du diamètre du faisceau au niveau du générateur et du diamètre focal, à –6 dB.**

La figure I-2 [44] donne les formes d'ondes de pression normalisées au point focal pour un générateur électro-hydraulique, piézo-électrique, électromagnétique et électroconductif. L'écart temporel entre deux points est de 20 nanosecondes et l'axe des abscisses est gradué en microsecondes. Les formes de pression sont toutes des sinusoïdes amorties mais diffèrent au niveau de la durée de l'impulsion et de la quantité d'oscillations. La figure I-3 [44] donne les répartitions de pression normalisées selon l'axe de propagation pour les quatre types de générateurs. Le point d'abscisse 0 est le point focal. Le sens de la propagation est de gauche à droite sur toutes les courbes.



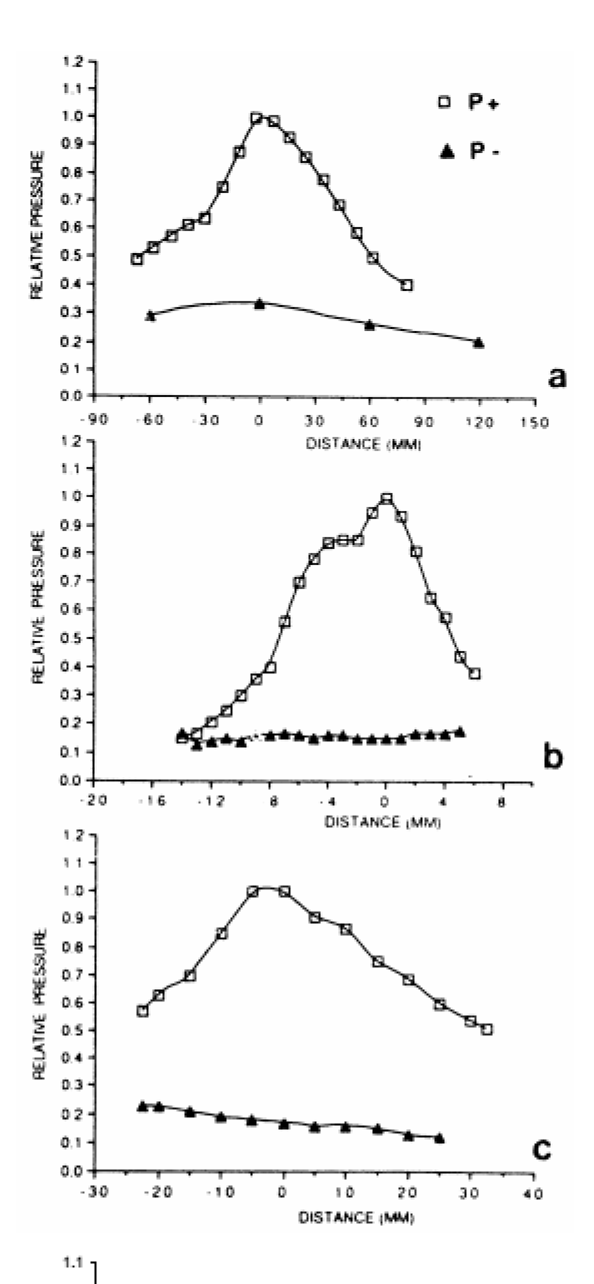


Figure I-2 : Pressions typiques normalisées au point focal d'un générateur électro-hydraulique (a), piézo-électrique (b), électromagnétique (c) et électro-

Figure I-3 : Distribution de pression normalisée selon l'axe de propagation pour un générateur électro-hydraulique (a), piézo-électrique (b), électromagnétique (c) et électro-conductif (d).

Les conclusions générales qui peuvent être tirées de ces études sont les suivantes :

• Les formes temporelles de la pression présentent des alternances négatives, sources de cavitation, plus amples ou plus longues dans le cas des générateurs électro-hydrauliques et électromagnétiques que piézo-électriques.

- La pression maximale (P+) varie de 20 à 115 MPa environ. Les valeurs de P+ les plus élevées sont obtenues avec les générateurs piézo-électriques, puis viennent les générateurs électro-hydrauliques et électromagnétiques qui sont assez équivalents pour ce paramètre.

- • La durée de l'impulsion varie en sens inverse : elle est très petite pour les générateurs piézo-électriques et plus grande pour les générateurs électromagnétiques.
- • La pression minimale (P-) varie de 3 à 10 MPa environ mais l'influence du type de générateur n'est pas importante.
- • L'aire focale varie de 3 à 400 mm2 environ. Les valeurs les plus importantes sont atteintes par les générateurs électro-hydrauliques, puis par les générateurs électromagnétiques et enfin piézo-électriques

- L'énergie dans le volume focal est la plus importante pour les générateurs électrohydrauliques, puis viennent les générateurs électromagnétiques et enfin piézo-électriques.
- • La reproductibilité des tirs est la moins bonne pour les générateurs électro-hydrauliques. Elle est excellente pour les générateurs piézo-électriques
- • L'onde de pression au point focal est fortement choquée pour les générateurs électrohydrauliques. Pour les générateurs électromagnétiques, elle ne l'est qu'à forte puissance de fonctionnement.

Mécanisme de fragmentation des calcul rénaux

- *le coup de marteau,*
- *l'effet de spallation*
- *l'effet de squeezing.*

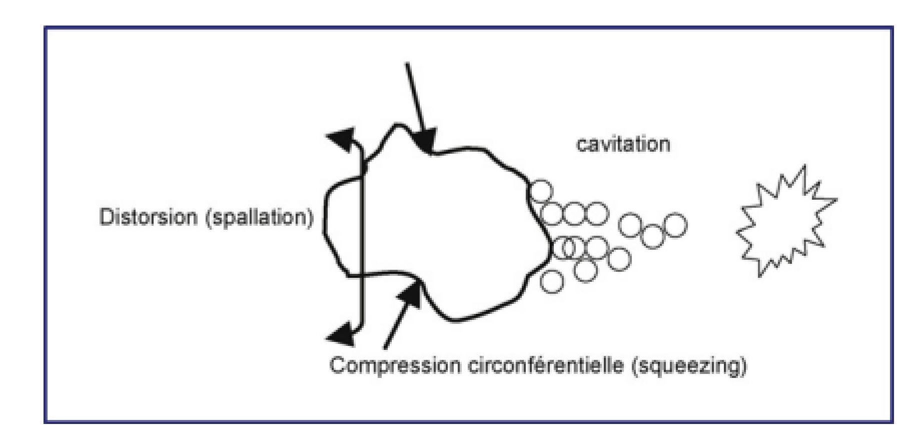


Figure 1. Mécanismes de fragmentation des ondes de choc.

le coup de marteau

Lorsque l’onde de choc arrive sur la face avant du calcul, la différence d’impédance et la propagation de l’onde génèrent de fortes contraintes mécaniques à l’intérieur du calcul, c’est l’effet *coup de marteau*

l’effet de spallation

L’onde se réfléchit sur la face arrière, et va se propager dans le sens inverse à l’onde de compression, provoquant une forte contrainte sur la face arrière. Le calcul se fracture alors généralement par l’arrière, c’est le phénomène de spallation.

l’effet de squeezing

l’onde de choc se propage plus vite dans le calcul que dans les tissus mous l’entourant, il se forme donc une contrainte sur la surface latérale, due au déphasage des deux ondes, qui comprime le calcul de manière quasi-statique. C’est l’effet de squeezing, qui tend à fracturer le calcul parallèlement à la direction de propagation.

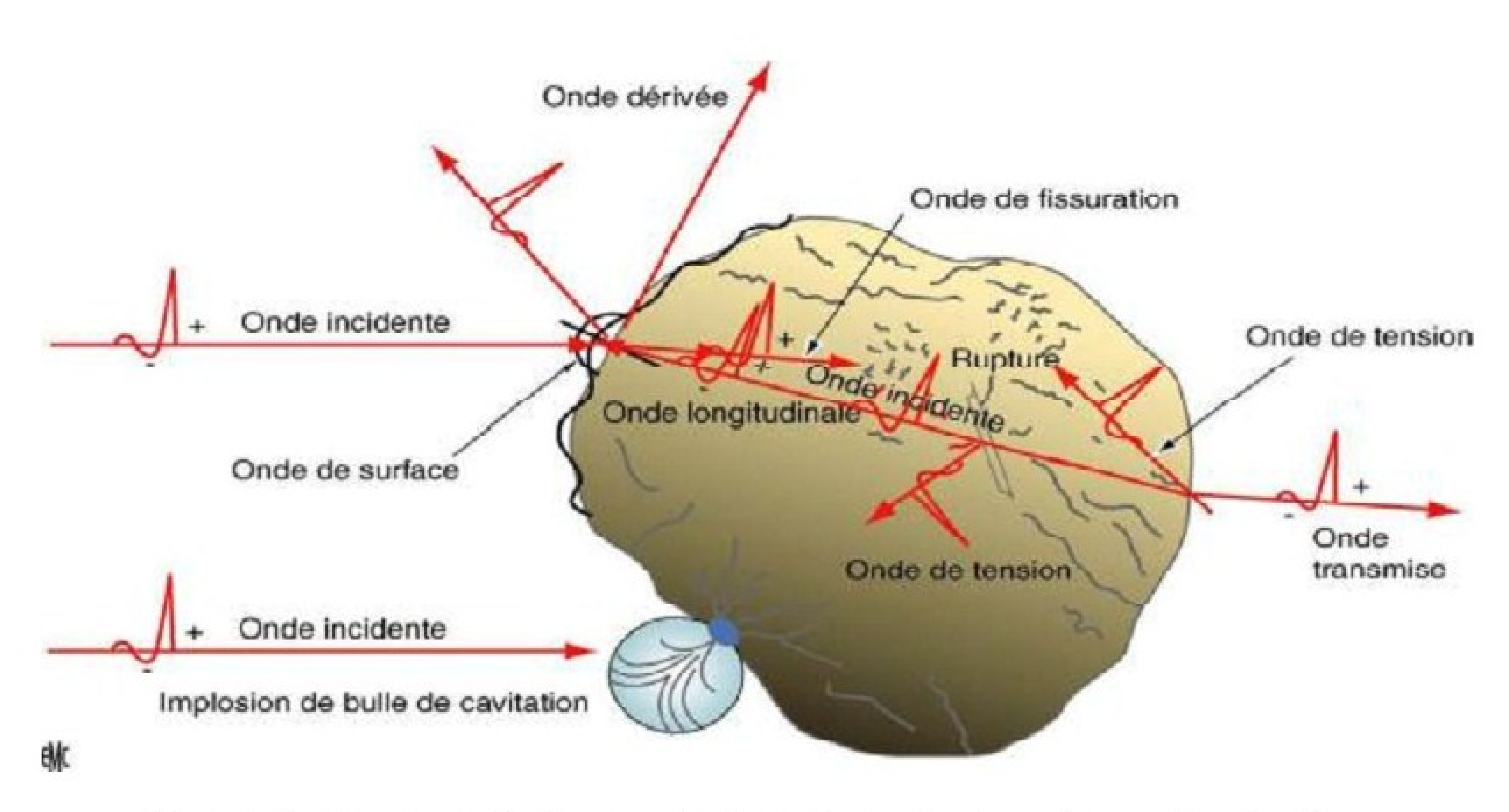


Figure 6 : Principes de fragmentation d'un calcul par les ondes de choc extracorporelles [13].

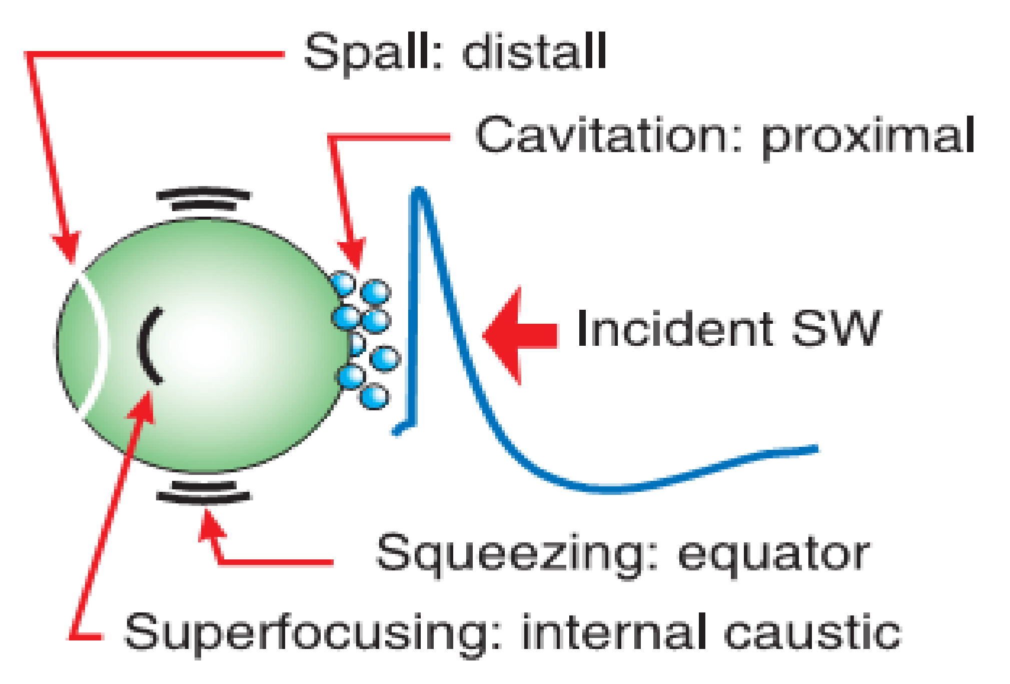


Figure 38-18 Schematic showing regions where different stone fracture mechanisms will act.

l'impédance acoustique des calculs rénaux est de 5 à 10 fois supérieure à celle des tissus biologiques mous ce qui va agir fortement sur la propagation acoustique.

le phénomène de *pression de radiation*

A côté de ces contraintes liées aux oscillations de pression de l'onde, les ultrasons génèrent sur les tissus qu'ils traversent une force de poussée : c'est le phénomène de *pression de radiation*. On peut comprendre ce phénomène simplement par les transferts de quantité de mouvement de l'onde dans les tissus : ces derniers ne réagissent pas assez vite aux transitions entre phases de pressions positives et négatives ; le mouvement des tissus se trouve alors déphasé par rapport à l'onde acoustique. En moyenne sur plusieurs période, l'énergie transmise aux tissus à cause de ce déphasage se traduit en partie par un transfert d'impulsion dans le sens de propagation de l'onde. Ce transfert génère une force susceptible de provoquer le déplacement des tissus. Dans un champ non uniforme, la pression de radiation crée des gradients de pression qui peuvent provoquer l'apparition de courants en milieu fluide. Ces courants peuvent se produire à l'échelle du centimètre ou du micron (microcourant).

La cavitation ultrasonore

La cavitation ultrasonore

.1 La cavitation

D'un point de vue strictement physique, pour un liquide pur (sans impureté,
sans gaz dissout) la cavitation se rapproche thermodynamiquement de l'ébullition
puisqu'il s'agit dans les deux cas d'une transition de phase liquide/vapeur. Pour les
deux phénomènes il y a création de bulles de vapeur au sein d'un liquide, et création d'un mélange diphasique vapeur/liquide. On distingue ces deux phénomènes
comme suit :

Cavitation : processus de nucléation de bulles de vapeur dans un liquide dû à un
abaissement de la pression à température constante,

Ebullition : processus de nucléation de bulles de vapeur dans un liquide dû à une
hausse de température à pression constante.
La cavitation décrit la naissance, l'oscillation radiale et l'implosion de bulles de
gaz et de vapeur dans un liquide soumis à une phase de dépression. La dépression
peut avoir deux origines différentes :

– elle est liée à un écoulement de liquide à forte vitesse, par exemple dans un venturi, ou bien au voisinage d'une pale dans une pompe ou encore sur l'hélice d'un bateau. Une zone de forte vitesse dans un fluide correspond à une faible pression. On parle de cavitation hydrodynamique, découverte par Lord Rayleigh en 1917.

– elle est liée aux variations de densité d'un liquide soumis à une onde acoustique, on parle alors de cavitation acoustique.

On ne s'intéresse ici qu'à la cavitation acoustique.

2 La cavitation Acoustique

Lorsque l'amplitude de l'onde ultrasonore augmente, il peut arriver que la dé-pression au sein du liquide soit assez grande pour provoquer la formation de cavités et leur évolution vers des bulles de tailles micrométriques voire millimétriques.

Elles peuvent être de trois types : cavités vides (en théorie, mais difficile dans la pratique), bulles gazeuses (cavités remplies d'un gaz dissout dans le liquide) et bulles contenant la vapeur du liquide constituant le milieu.

L'apparition de la cavitation dépend d'un grand nombre de paramètres : puissance et forme de l'onde acoustique, température, viscosité et pression intérieure du milieu, présence d'impuretés et/ou de gaz dissout. . .

La nucléation

En pratique, la cavitation est initiée à partir d'un « noyau ». La nucléation est la formation de germes constituant des centres de développement de la phase gazeuse. Il y a deux types de nucléation : la nucléation homogène et la nucléation hétérogène.

Nucléation homogène : l'agitation thermique au sein des liquides peut être suffisante pour former de microscopiques cavités à la durée de vie très brève qui, lors d'un abaissement de la pression, pourront se stabiliser et croître.

Nucléation hétérogène : les interfaces fluide/solide (ou fluide/particule en suspension) peuvent être le site de micropoches de gaz facilitant la nucléation en diminuant l'énergie nécessaire à former des cavités.

Dans le cas homogène, seule la dépression imposée au milieu est responsable de la création d'une bulle. Dans le cas hétérogène l'état de la surface du solide joue aussi un rôle important. En particulier si le solide est hydrophobe la bulle sera plus facilement créée que s'il est hydrophile. En pratique, tout liquide possède toujours du gaz dissout même après dégazage, et les bulles de nucléation ne seront pas uniquement constituées de vapeur mais aussi de gaz. La quantité et la nature des gaz dissouts interviennent donc fortement dans la nucléation.

Une fois créées, les bulles sont soumises au champ de pression acoustique et vont évoluer selon différents régimes en fonction des paramètres du champ. Même si les effets thérapeutiques de la cavitation sont liés à l'action d'un nuage de bulles dans son ensemble,

Tout d’abord, à chaque expansion de la bulle, le gaz dissout dans le liquide pénètre dans la bulle, et à chaque compression, du gaz est diffusé de l’intérieur de la bulle vers le liquide. La quantité de gaz diffusé entre un milieu et un autre est proportionelle à la surface d’échange. Le flux entrant est donc supérieur au flux sortant et la bulle contient plus de gaz à l’issue de l’oscillation :
c’est l’effet de surface. De plus, lors d’une phase d’expansion, la couche de liquide qui entoure la bulle est comprimée, et contient donc une plus grande concentration de gaz dissout, ce qui entraîne un gradient de concentration élevé. Cela contribue à augmenter encore le flux entrant dans la bulle pendant une phase d’expansion :
c’est l’effet de couche. Ces transferts de masse dépendent donc beaucoup de la concentration en gaz dissout dans le milieu.

Seuil de cavitation et fréquence

En plus de son influence sur la dynamique de la bulle, la fréquence de l’onde excitatrice agit également sur l’initiation de la cavitation. On appelle seuil de cavitation la pression nécessaire à faire apparaître les premières bulles. Selon l’application visée, certaines études présente ce seuil de cavitation en fonction de l’energie

(intensité ou puissance acoustique) qui est calculée à partir de la puissance.

Apfel et Holland ont montré [26] que le seuil de cavitation dépend de la fréquence :

plus la fréquence est grande, plus l’amplitude de l’onde doit être importante pour pouvoir initier la cavitation. La figure 1.6 montre les résultats, obtenus dans l’eau et dans le sang. Cette augmentation du seuil de cavitation avec la fréquence a été confirmée in vitro dans une cuisse de chien par Hynynen [27].

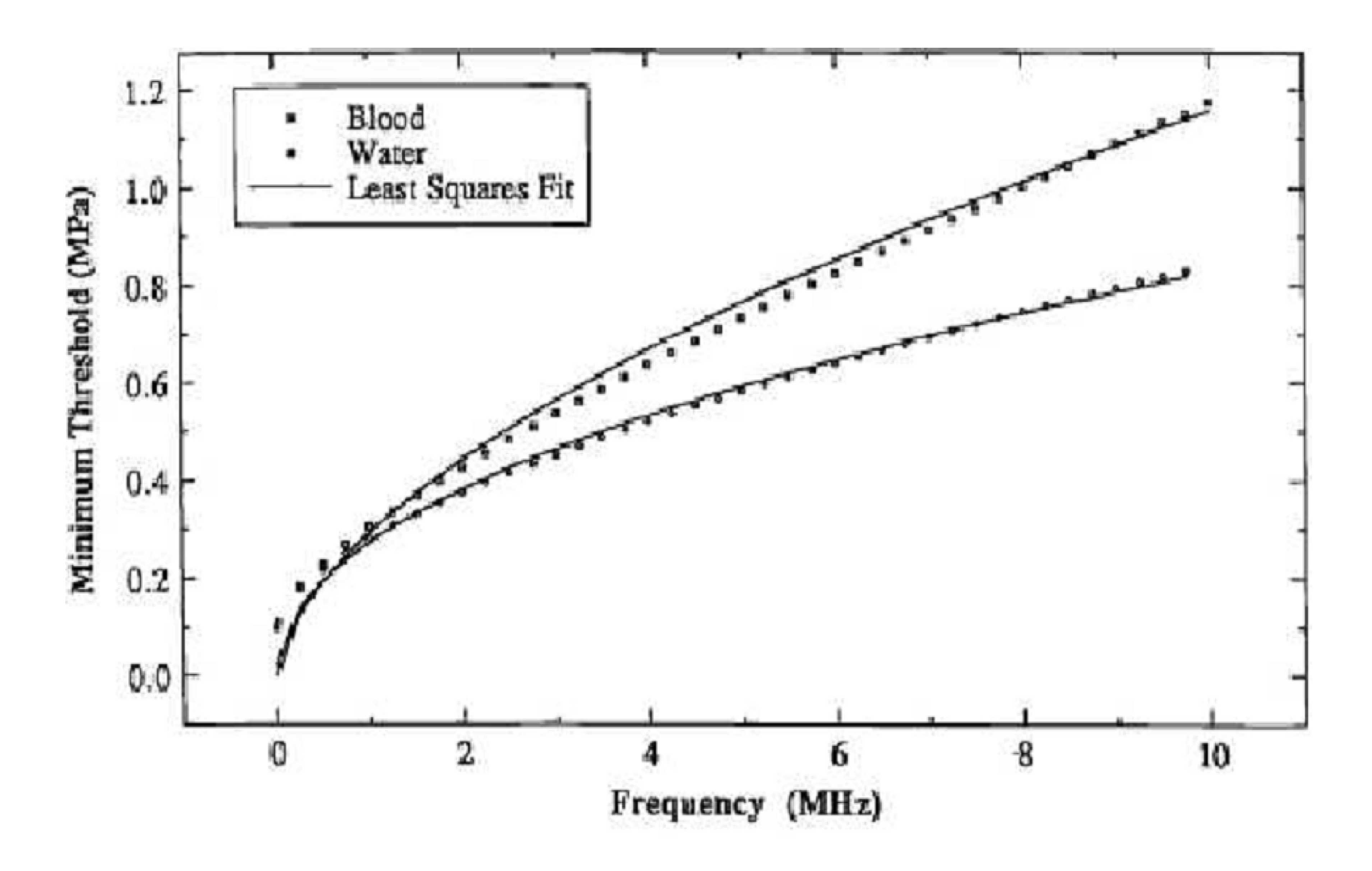


FIG. 1.6 – Évolution du seuil de cavitation en fonction de la fréquence (d'après Apfel et Holland [26]).

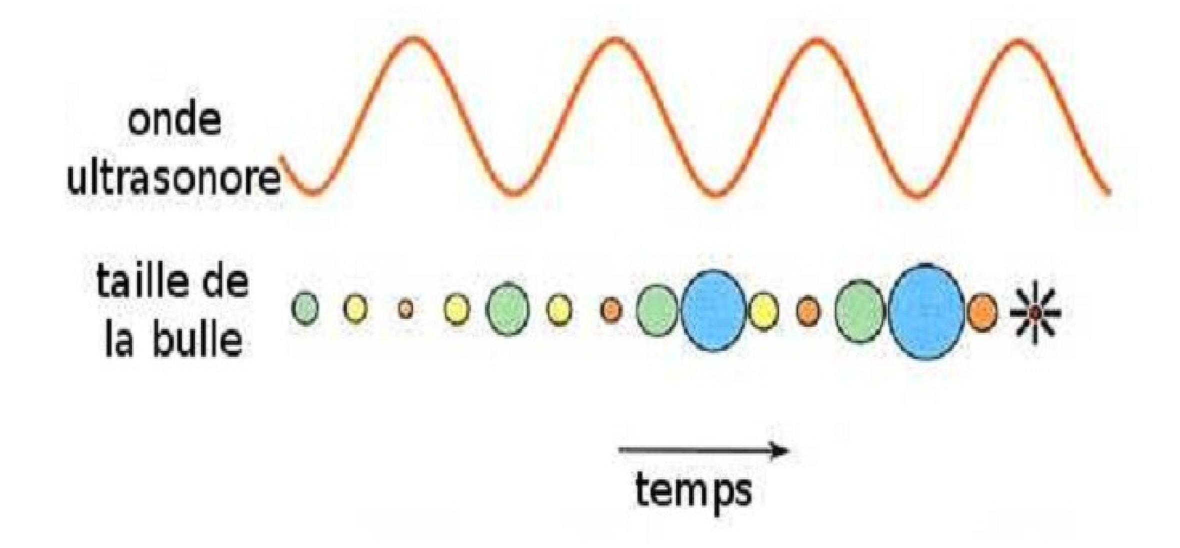


FIG. 1.5 – Évolution de la taille d'une bulle au cours du temps sous l'effet d'une onde acoustique.

Les effets de la cavitation acoustique en thérapie ultrasonore

Dans la plupart des applications thérapeutiques, le phénomène de cavitation joue un rôle important dans le processus d'interaction de l'onde ultrasonore avec les tissus biologiques, tant sur le plan des effets thermiques, mécaniques, que chimiques.

En effet, **l'oscillation de bulles développées au sein des tissus** sous l'effet du passage d'une onde ultrasonore de forte intensité augmente largement l'absorption par le milieu, et joue donc un rôle important dans **la formation des lésions thermiques** visant à détruire les tissus malades

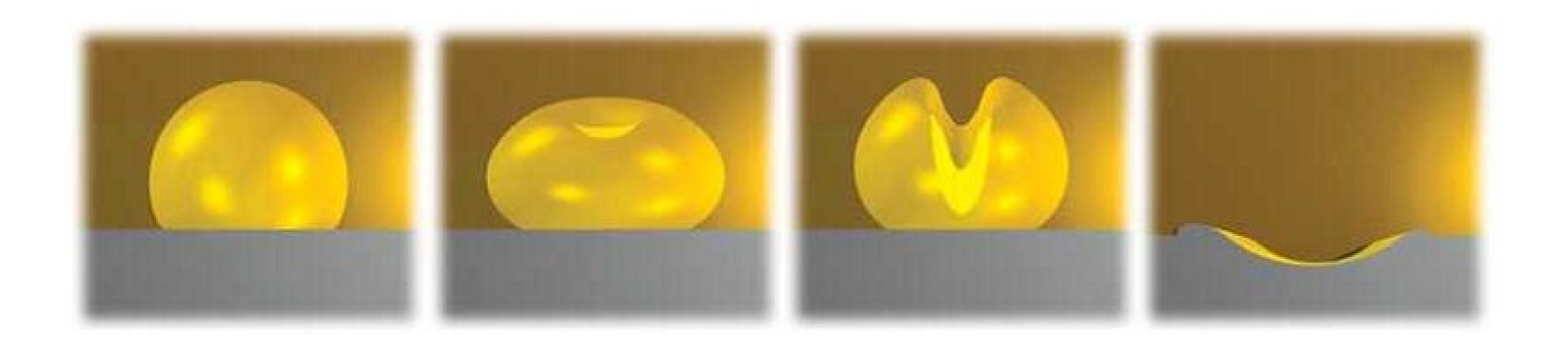


FIG. 1.4 – Collapse d'une bulle à proximité d'une paroi [22].

L'implosion de bulles de cavitation (régime inertiel) constitue un autre mode d'action important, notamment impliqué dans la désagrégation de calculs ou de caillots sanguins Lors du collapse, de violents microjets peuvent altérer mécaniquement les tissus ou détruire les cellules.

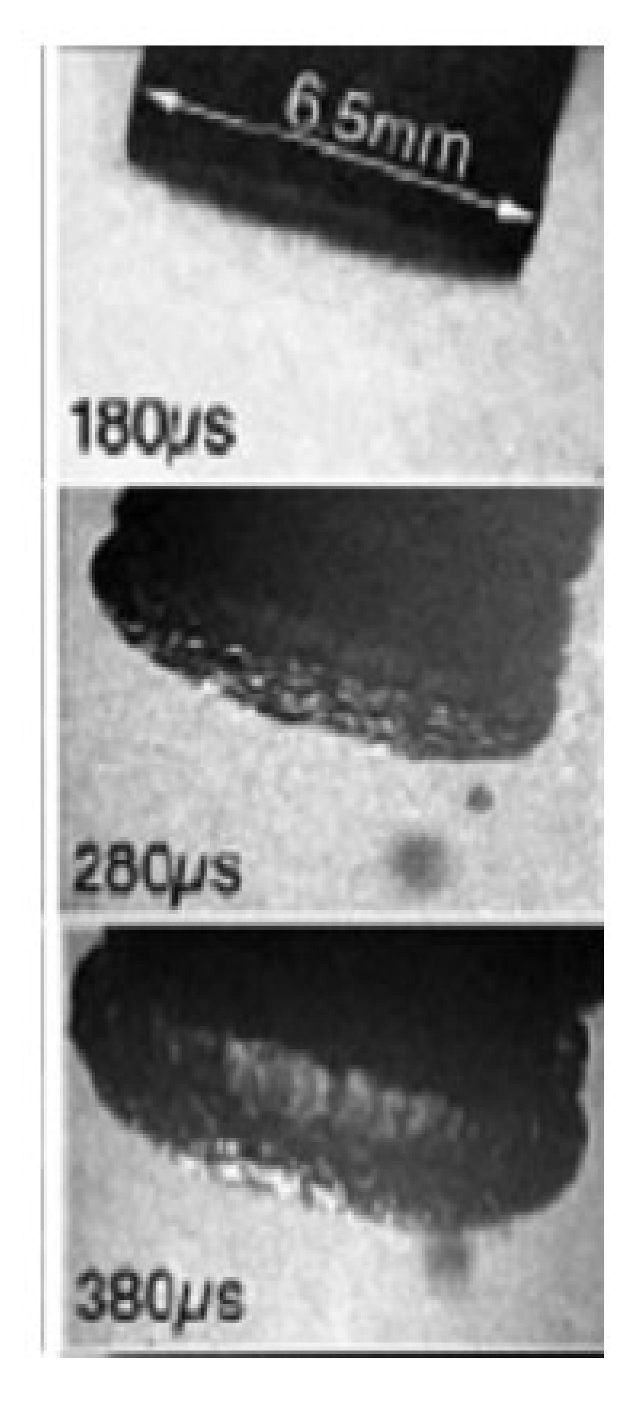
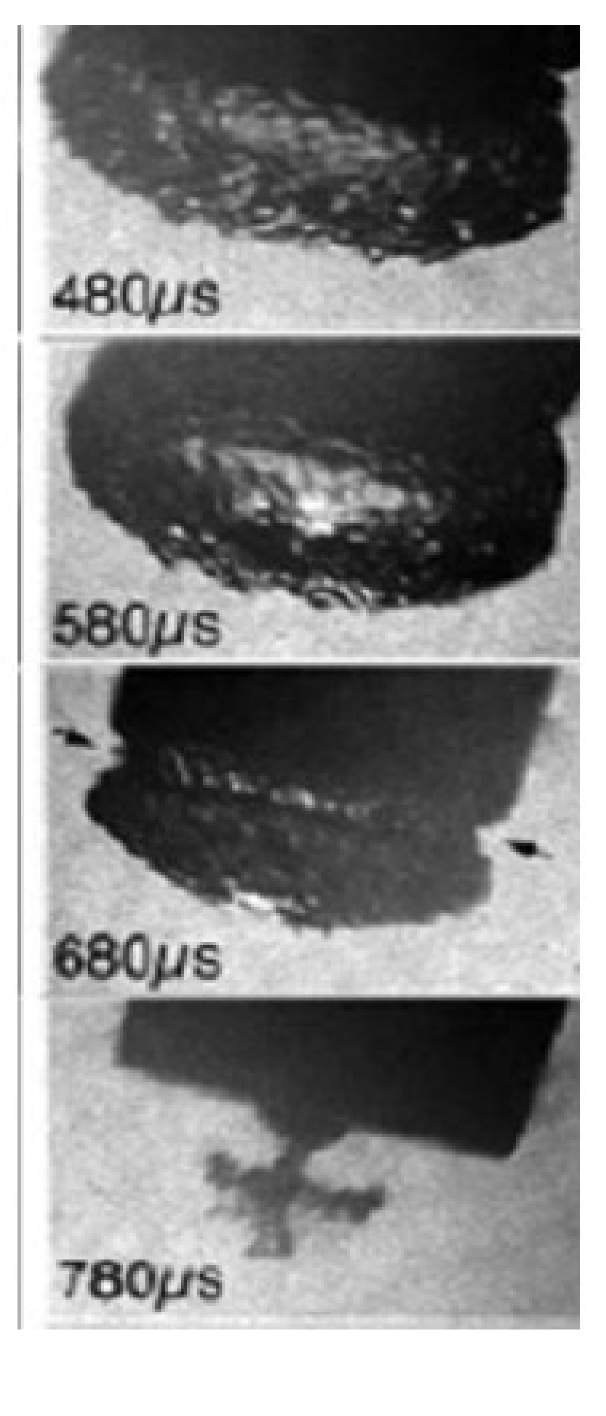

6.5mm
180μs
280μs
380μs

480μs
580μs
680μs
780μs

Fig. 6 High-speed movie images of the bubble cloud induced on the proximal surface of an artificial stone in response to a lithotripsy shock wave.
The shock wave is incident from below and
arrives at 180 ms. At 280 ms (100 ms after the
arrival of the shock wave) a large bubble cloud grows on the stone. The bubble cloud grows for hundreds of microseconds. During the collapse the bubble cloud pinches in (arrows on the frame at 680 ms) and collapses to a jet on the surface. (After Pishchalnikov et al. [94])

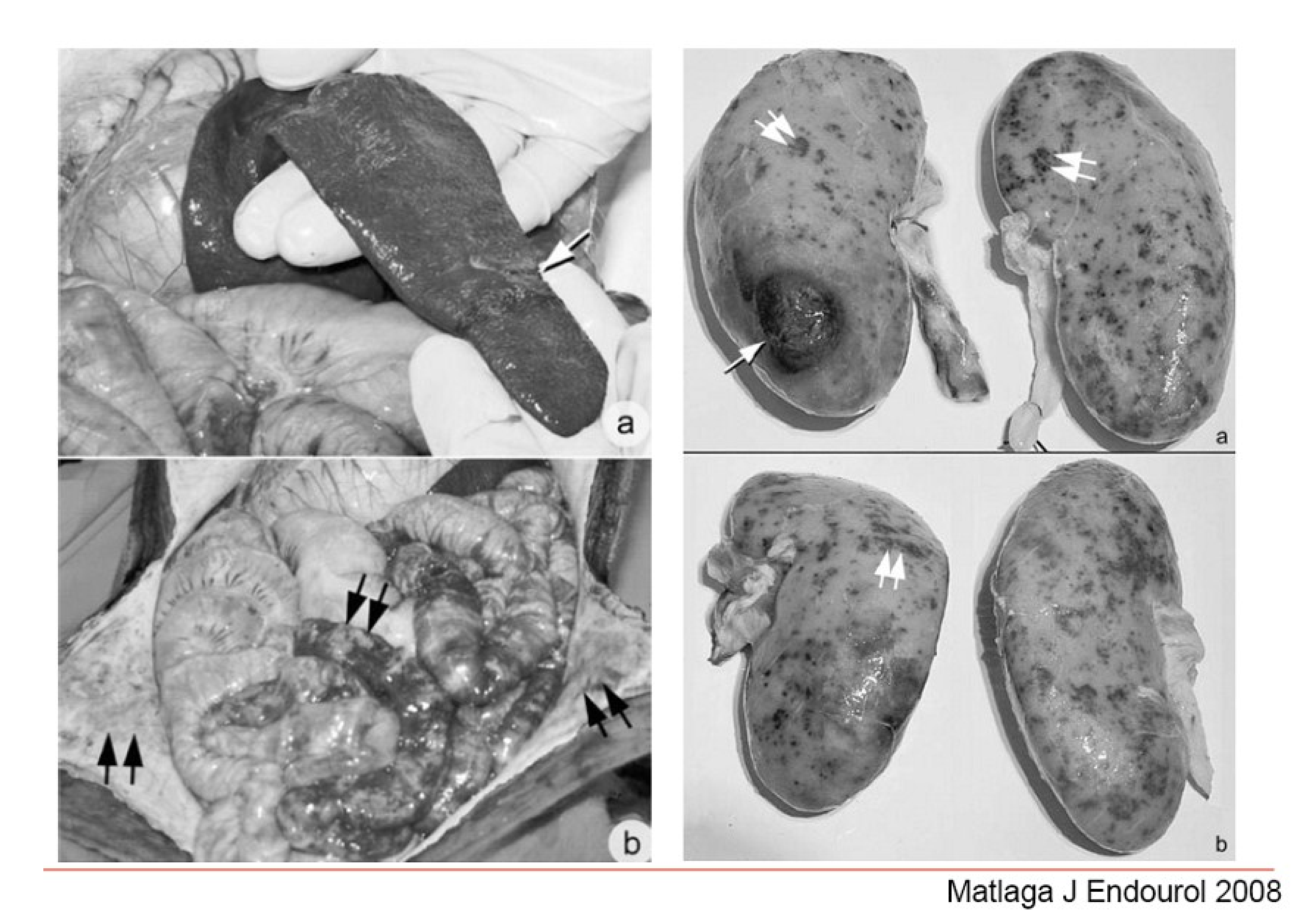


Figure 1. Shock wave induced tissue lesion.

SUMMARY

Shock wave lithotripsy is a superb example of the successful transition of engineering technology into the clinical area. We have outlined the underlying acoustic principles that describe (1) the generation of the shock pulse, (2) focusing, (3) nonlinear distortion, (4) coupling of the shock source to the body, and (5) absorption of sound by the body.

The exact mechanisms by which shock waves can damage stones and tissue are still not fully understood, although it is likely that direct stresses and cavitation are dominant in stone fragmentation,and that cavitation is dominant in tissue injury.Improvements in lithotripsy, whether through improved use of existing lithotriptors or through the development of new technologies, are likely to come only from an improved understanding of the acoustics and the physics of this problem. In this chapter we have attempted to make the following main points.

- Most lithotriptors produce a similar type of shock wave, which consists of a leading positive pressure shock front (compressive wave) lasting about 1 μs followed by a negative pressure trough (tensile wave), which lasts about 3 μs. There is a large range in the amplitude of the shock waves used, with peak positive pressures of 30 to 110 MPa depending on the type of shock source and the power setting.

- The intense compressive wave induces mechanical forces inside the stone that may lead to fragmentation, most likely by a spall mechanism. The tensile component of the shock wave is lower amplitude (about –8 to –15 MPa). This negative pressure drives cavitation bubble activity that is critical to stone comminution, but also causes vascular trauma to the kidney.

- Various types of shock wave sources and focusing mechanisms have been exploited in lithotripsy. Electromagnetic and electrohydraulic lithotriptors dominate the lithotripsy market today.
- The size and dimensions of the focal zone are controlled by diffraction. Typically, electro-magnetic lithotriptors have a smaller focal zone than electrohydraulic devices and generate substantially higher peak positive pressures. A smaller focal zone is not necessarily an advantage because patient motion means that the stone can easily spend a significant amount of time outside the focal region. Currently, there is no good metric to determine equivalent action of different types of machines.